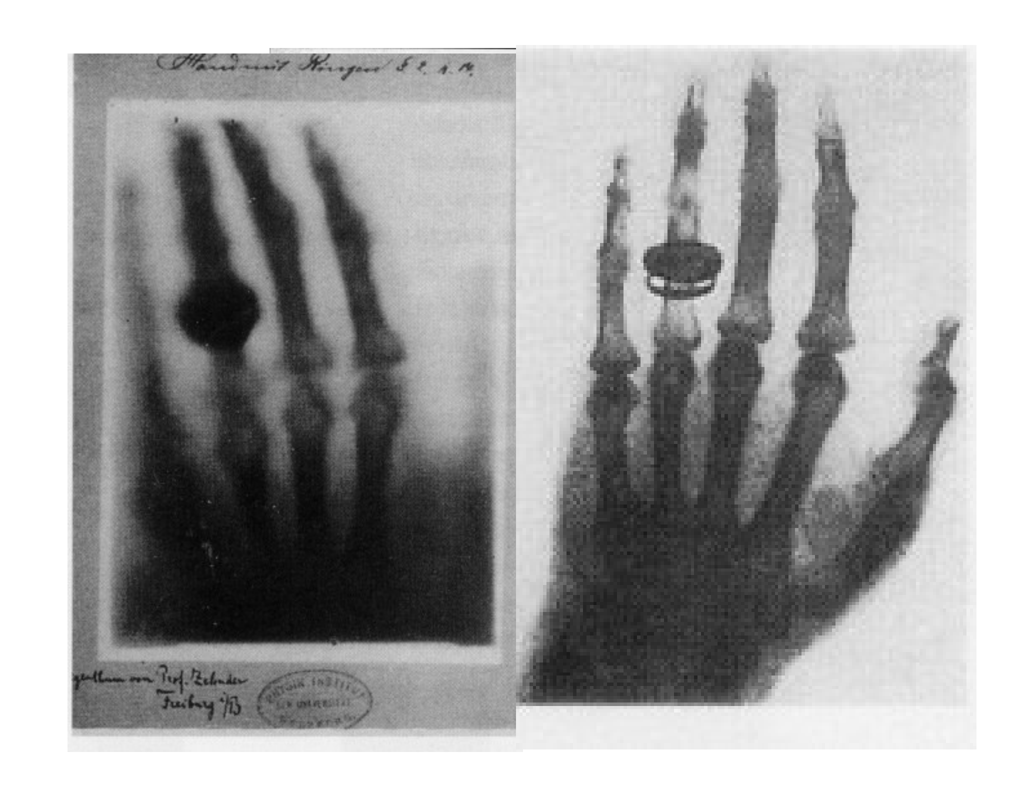
Les bases physiques de l'imagerie radiologique

Radiographie

- **1895** Röentgen

Découverte des propriétés des rayons X par Roentgen. Les rayons X permettent de voir uniquement l'os, le poumon et les produits de contraste artificiels.



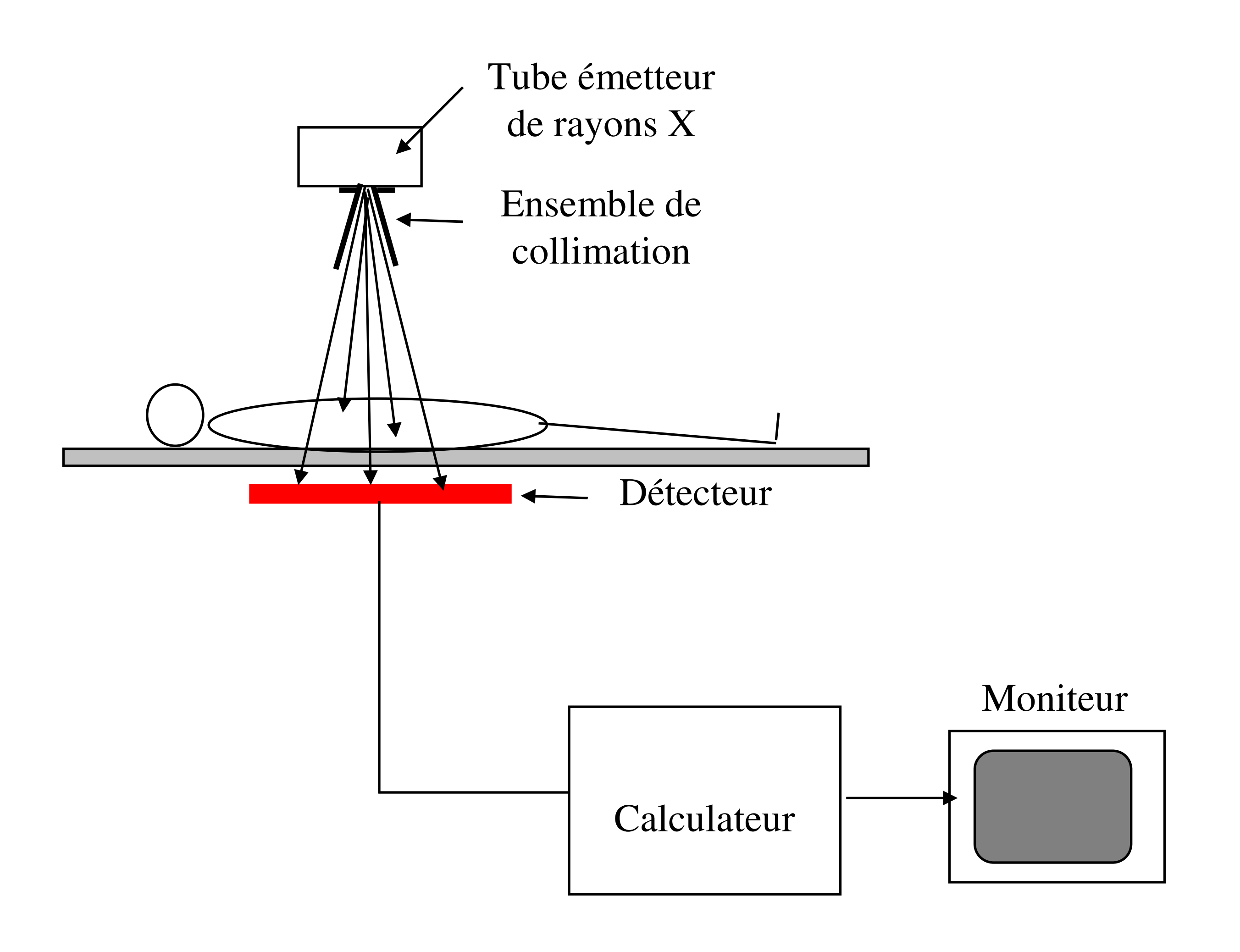
L'image radiologique

Procédé d'imagerie utilisant des Rayons X

1895 **(Roëntgen)**

1995

composants de la chaîne image radiologique



La production des Rayons X

rappels

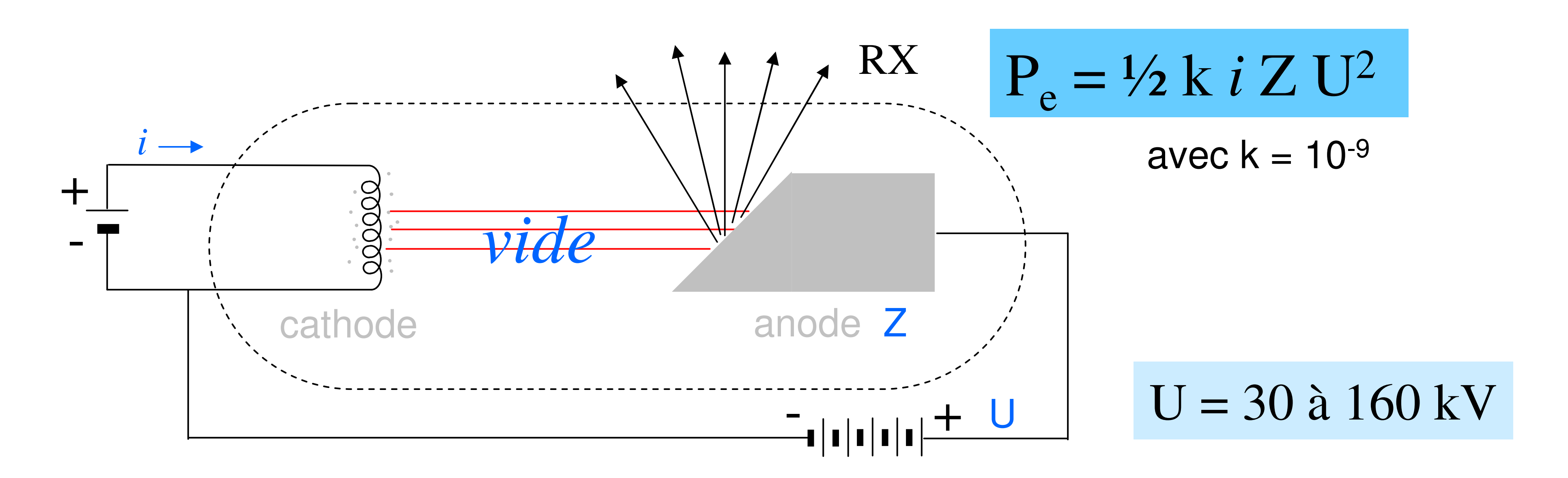
le tube radiogène *(Coolidge 1906)*

le spectre continu

le spectre de raies

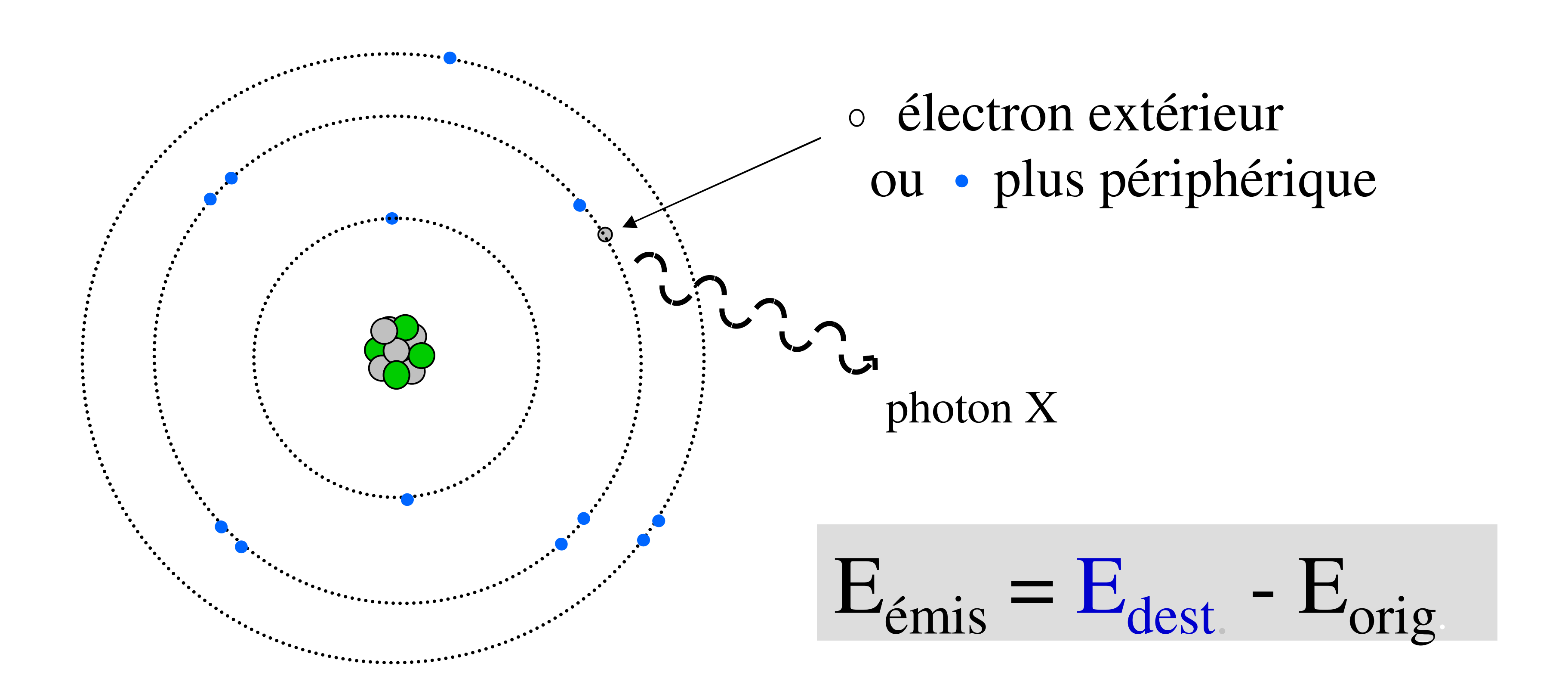
Production des Rayons X

On bombarde une cible métallique (anode) par un faisceau d'électrons accélérés.



Deux mécanismes simultanés vont se produire

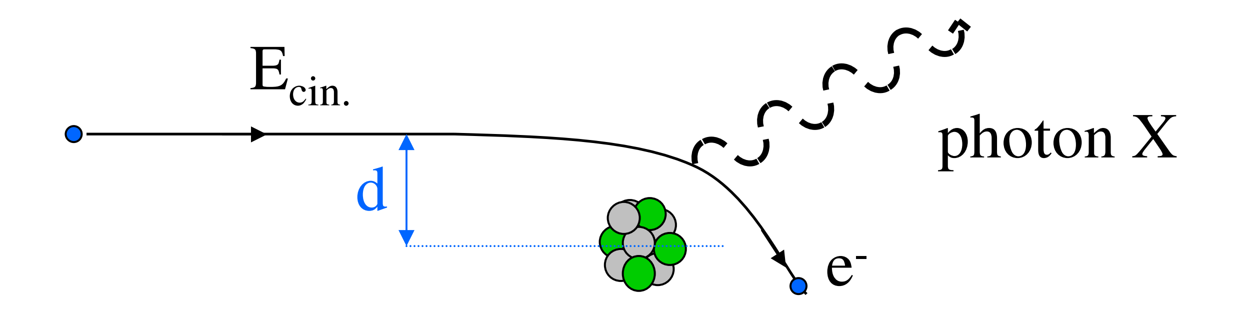
La Fluorescence



Spectre de RAIES (sauts quantiques)

(valeur fonction du type d'atome de la cible)

Le rayonnement de freinage



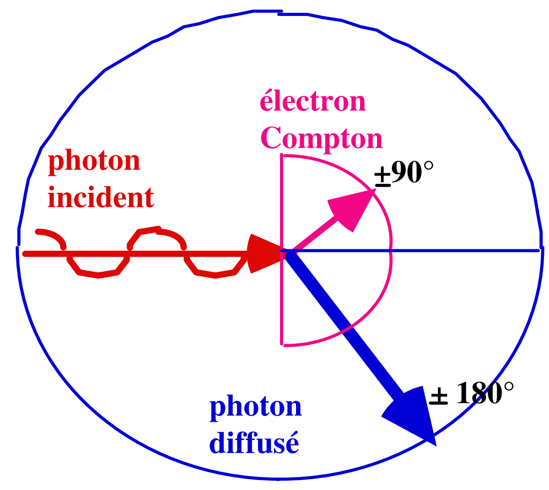
L'énergie cinétique perdue est fonction de la distance d entre trajectoire et axe du noyau.

Spectre CONTINU

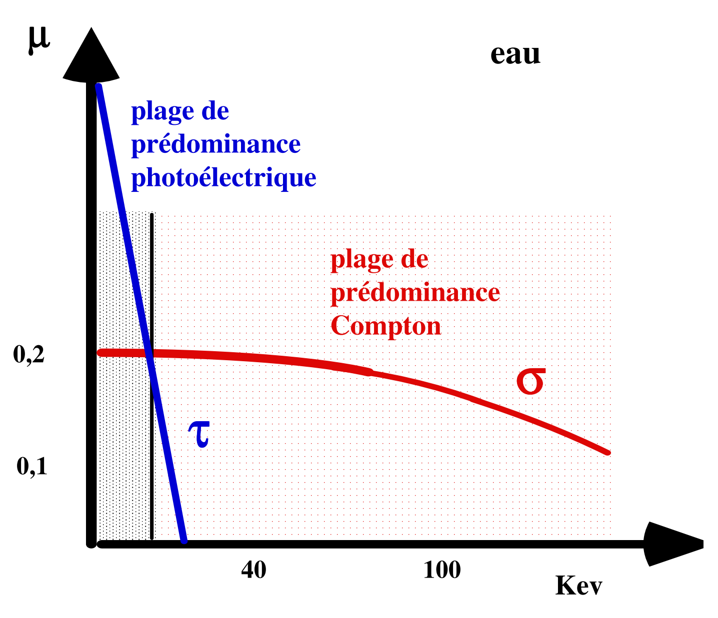
(valeur maximale $E_{max} = E_{cin.}$ de la particule incidente)

Interaction : atténuation

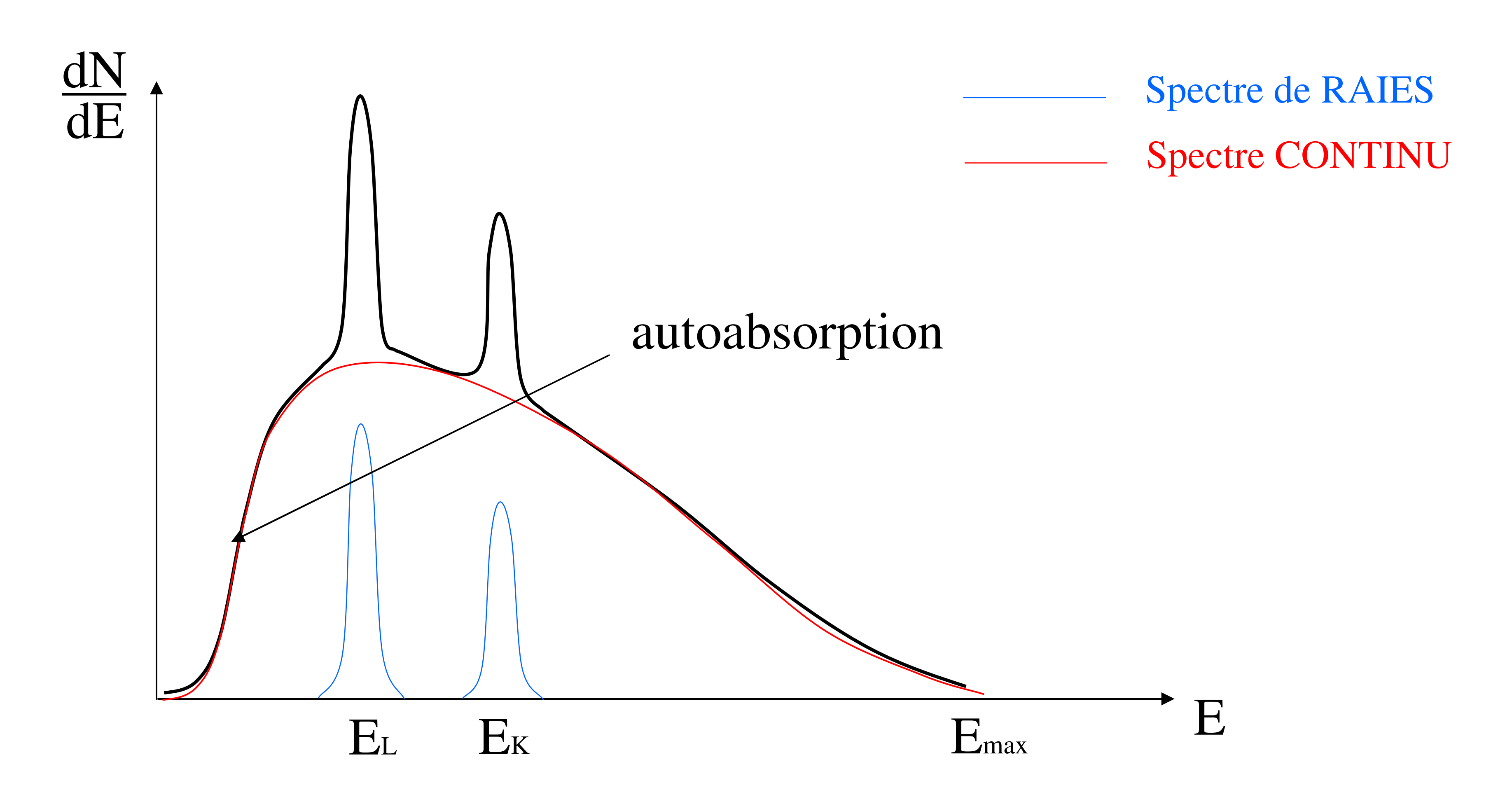
- Effet Compton :
  - si forte énergie
  - interaction avec e^- périphériques
  - photons diffusés



- Effet photo-électrique
  - e^- profonds
  - absorption

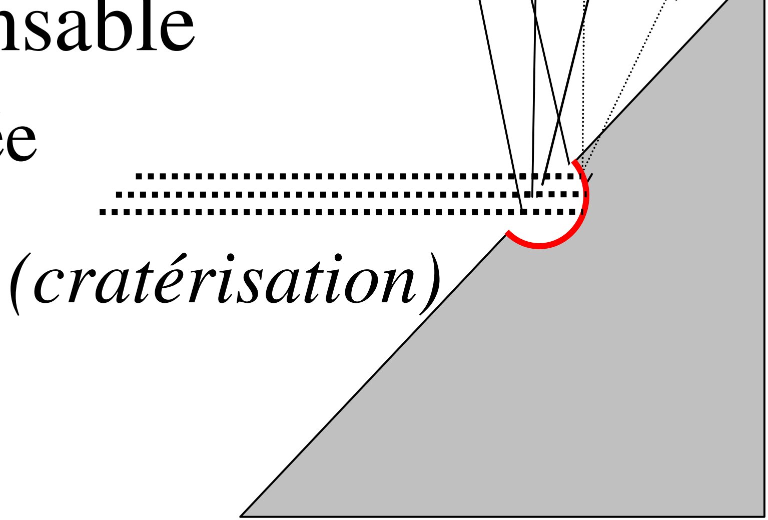


Spectre des Rayons X



Un peu de technologie

- Dissipation importante de chaleur
  - Puissance émise : $P_e = ½ k i Z U^2$
  - Puissance consommée : $P_c = Ui$
  - $P_c >> P_e$ $P_e / P_c \cong 1\ \%$
- Refroidissement indispensable
  - Limiter l'usure prématurée

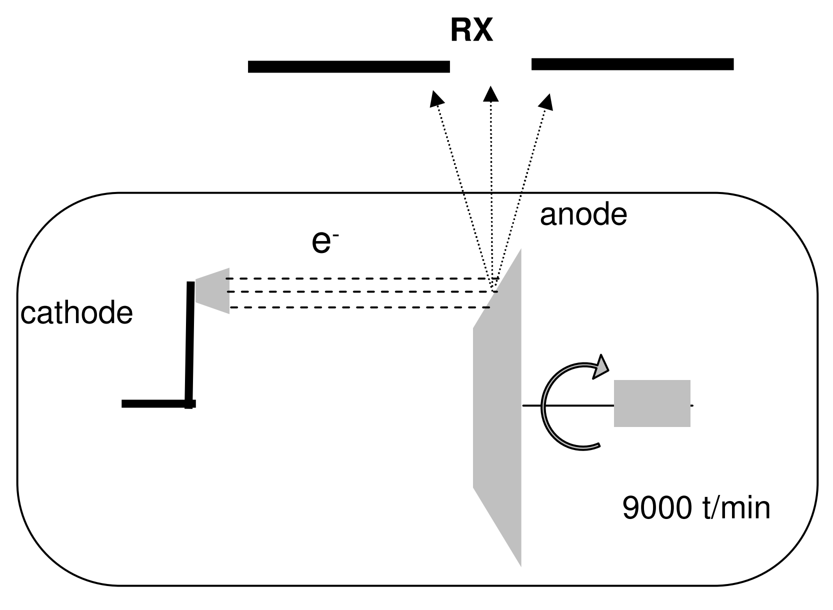


(cratérisation)

Un peu de technologie

- Dissipation importante de chaleur
  - Puissance émise : $P_e = ½\, k\, i\, Z\, U^2$
  - Puissance consommée : $P_c = Ui$
  - $P_c >> P_e$ $P_e / P_c \cong 1\ \%$
- Refroidissement indispensable
  - *Métal résistant (Tungstène : Tf=3600°C)*
  - *Fluide caloporteur*
  - *Anode tournante (disque biseauté)*

L'anode tournante

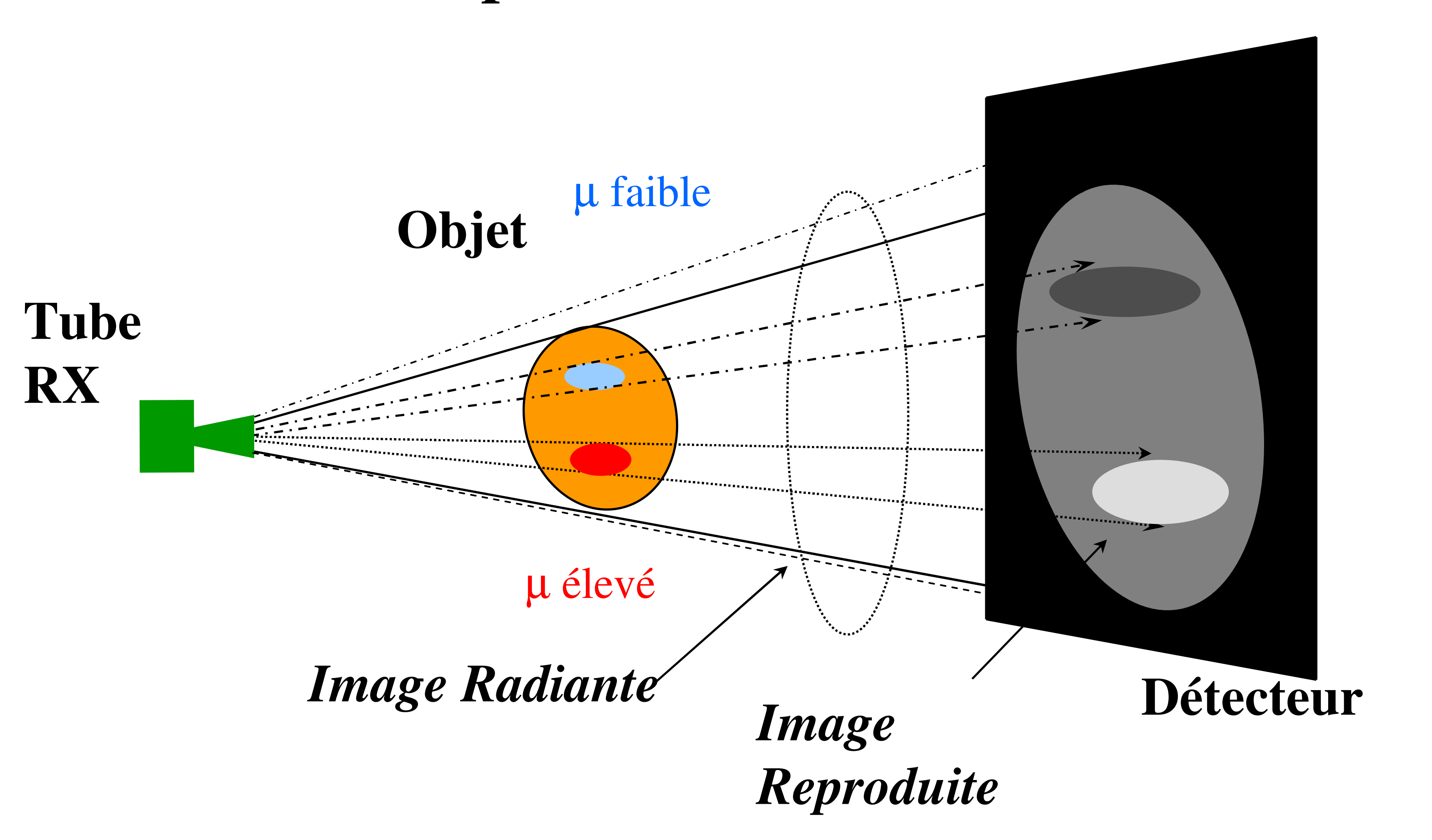


L’image radiologique

la formation

L'image radiologique

Image de l'atténuation d'un faisceau de rayons X par le tissu traversé

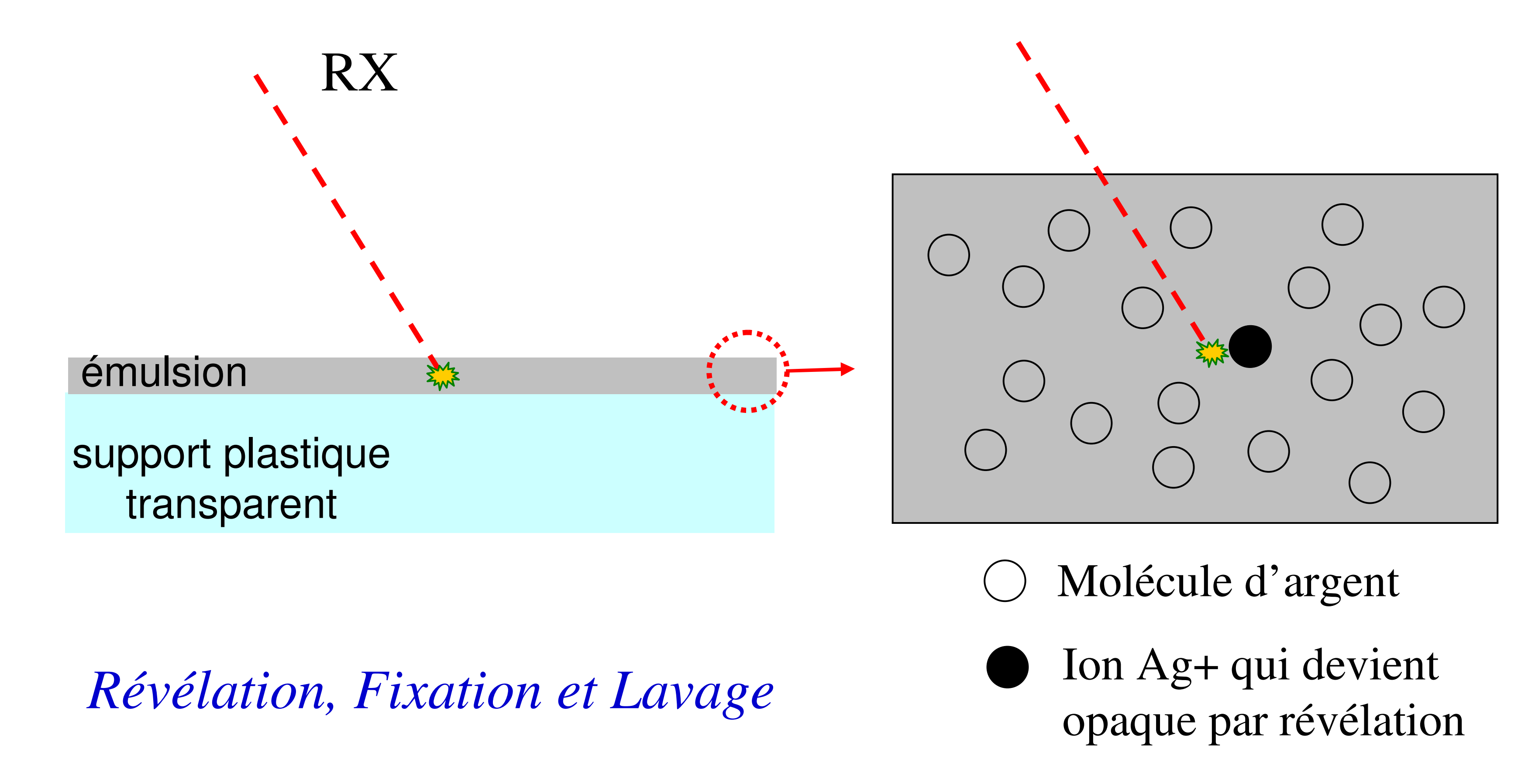


Imagerie d’atténuation

- L’image radiologique n’est pas l’image de l’objet lui-même mais la projection sur un plan des valeurs μ des coefficients d’atténuation de chaque structure atteinte par les rayons X.

Le film RX : le détecteur

Le film photographique constitue le détecteur «*classique*» en radiologie.



Difficultés de vocabulaire

Par analogie avec la lumière :

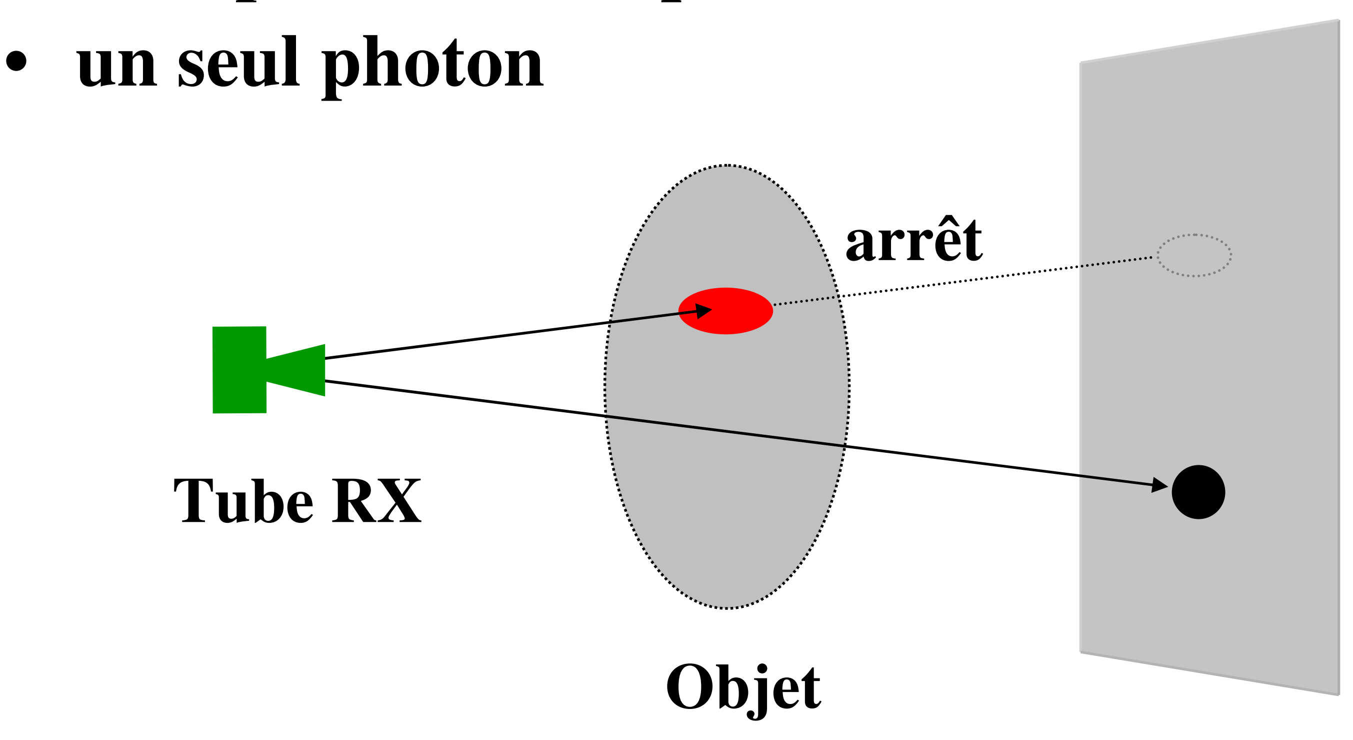
- Quand les rayons X atteignent le film, ils provoquent un noircissement, mais comme ils ont traversé le corps, on parle de clarté
- Dans les zones non exposées, le film reste transparent, mais comme les rayons ont été arrêtés on parle d'opacité

L’image radiologique

de la théorie à la pratique

Etapes de la formation de l'image *(1)*

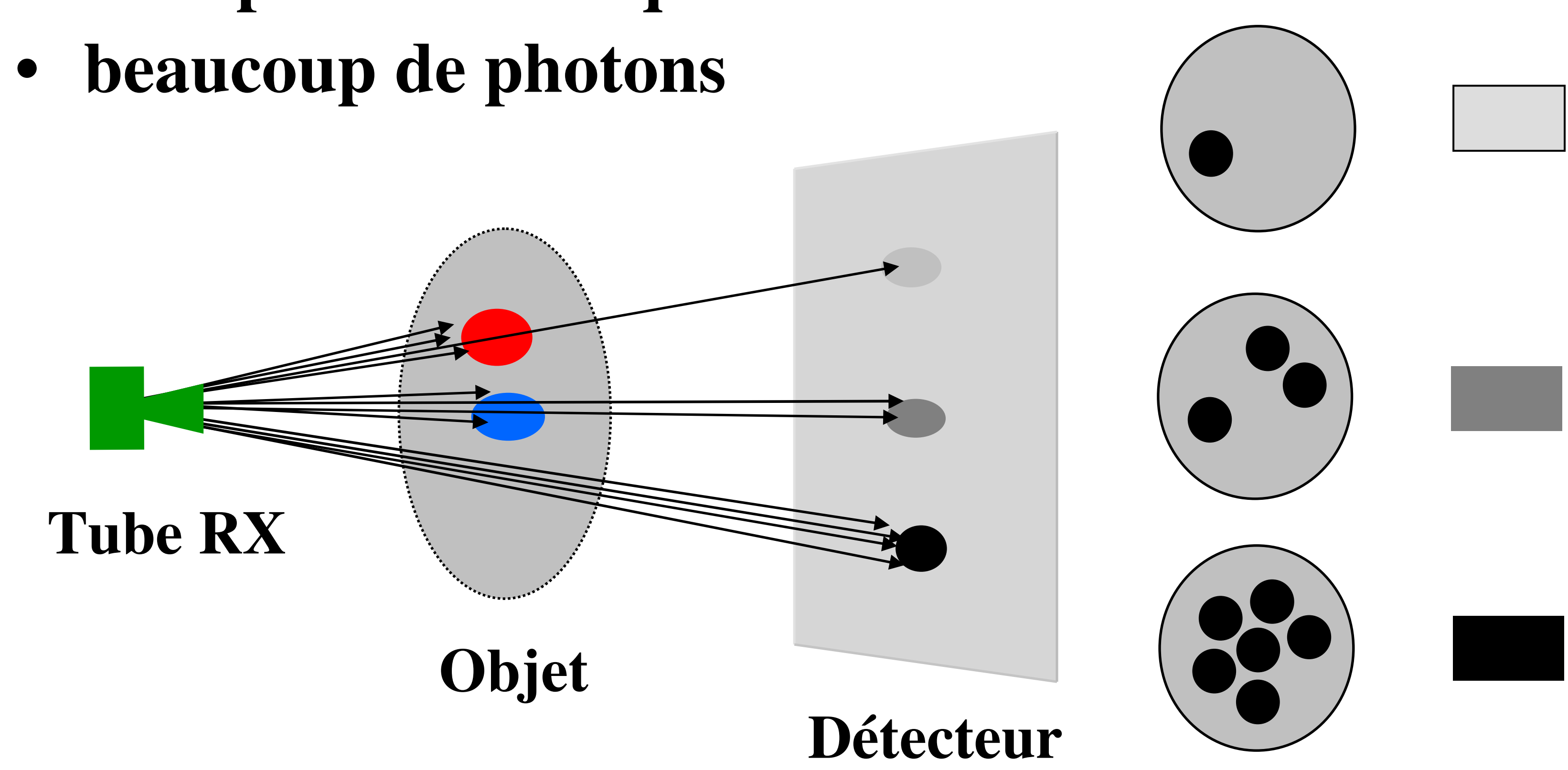
- **effet photo-électrique**
- **un seul photon**



effet binaire : 1 ou 0 : tout ou rien

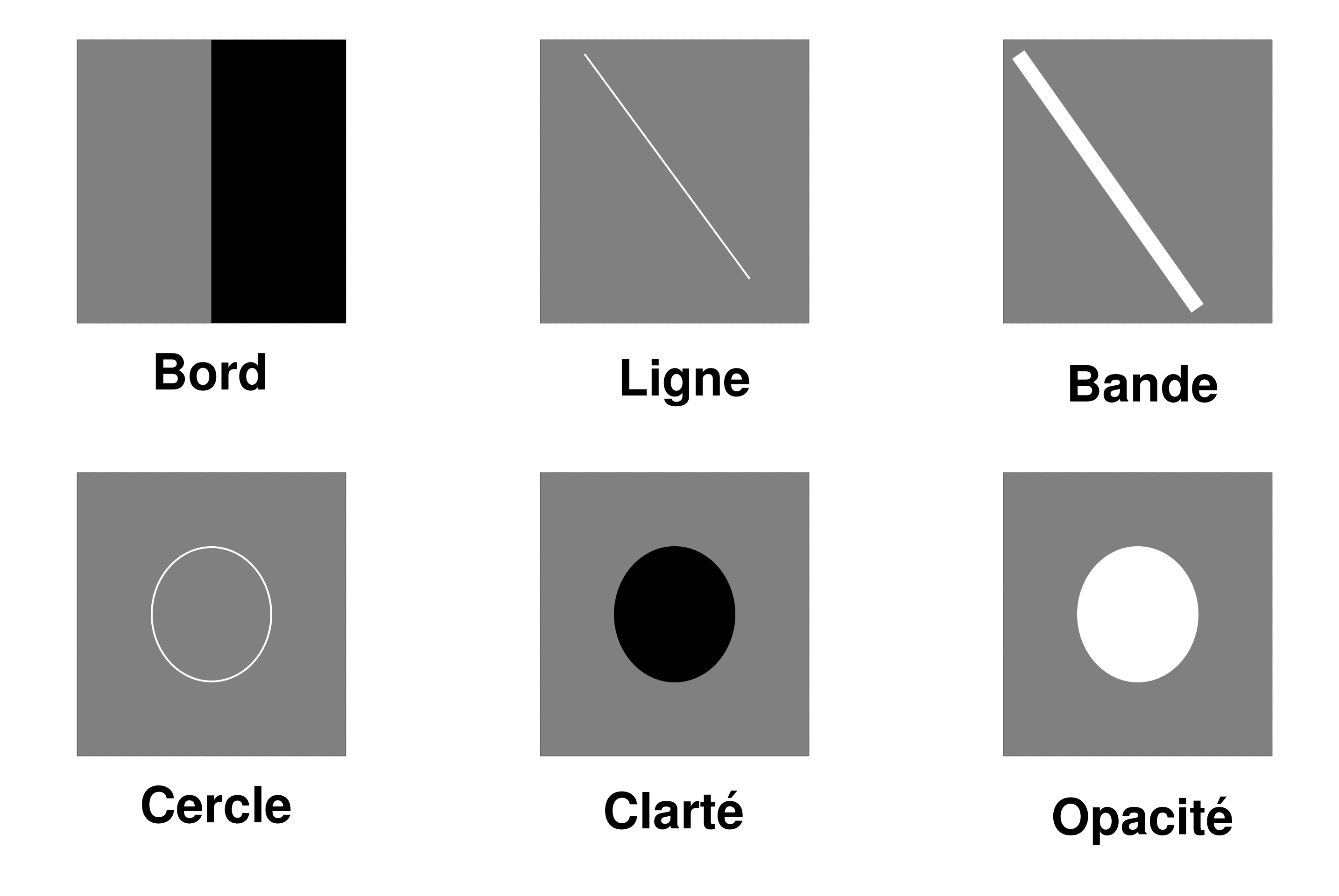
Etapes de la formation de l'image *(2)*

- effet photo-électrique
- beaucoup de photons

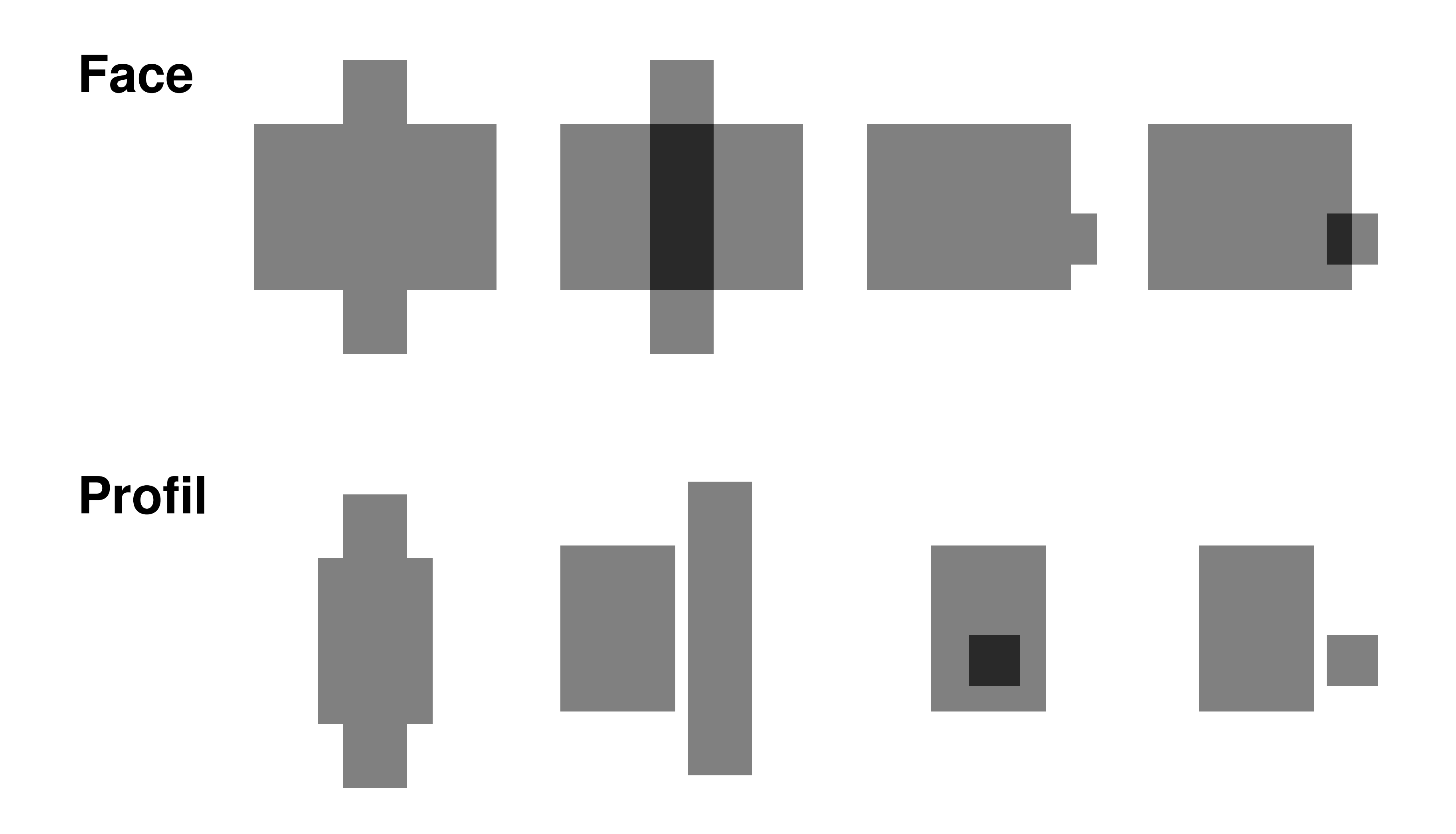


modulation : somme d'effets binaires

Images élémentaires



Signe de la silhouette

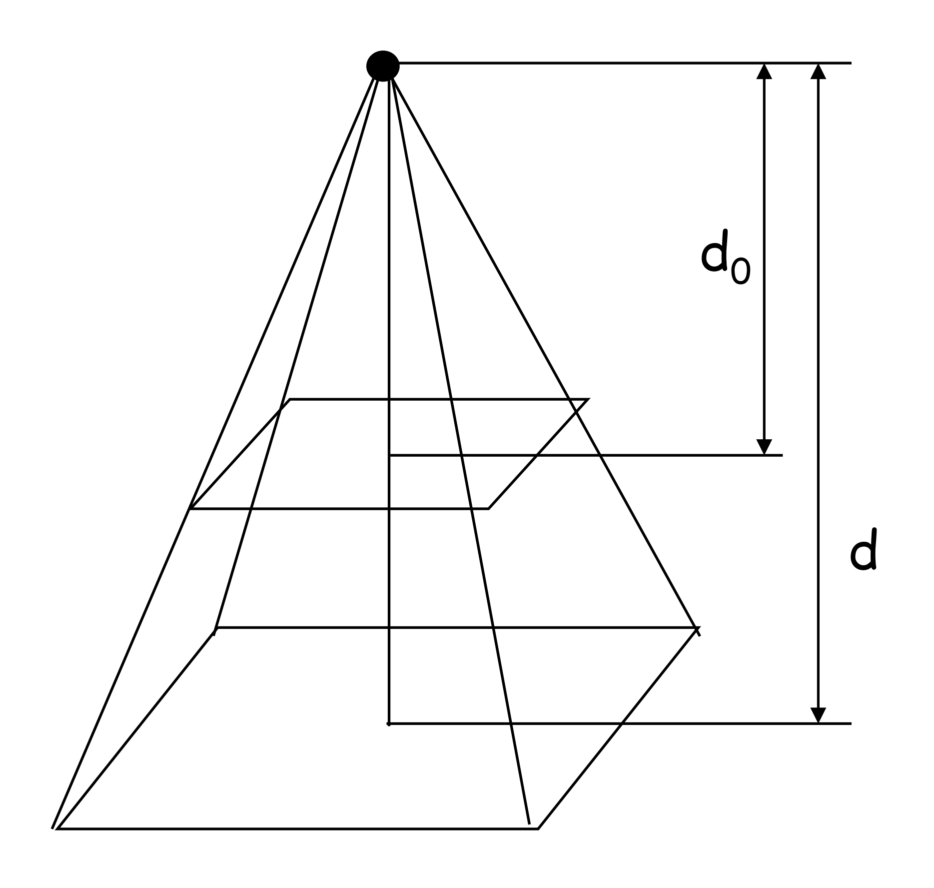


De quoi dépend la modulation ?

- **Puissance émise par le tube** $\mathbf{P_e} = \frac{1}{2} k.Z.I.V^2$
- **Energie reçue par le détecteur** $\mathbf{E} = \frac{1}{2} k.Z.I.V^2 t.\frac{1}{4\pi.d^2}$

Paramètre	Facteur	Noircissement
Nombre de photons	I *ou* t ↗	↗
Energie des photons	V ↗	↗
Fluence (E/S)	d ↗	↘

formation géométrique de l'image radiante



L'équation d'atténuation

L'atténuation dépend de μ et x

$$I = I_o \,.\, e^{-\mu x}$$

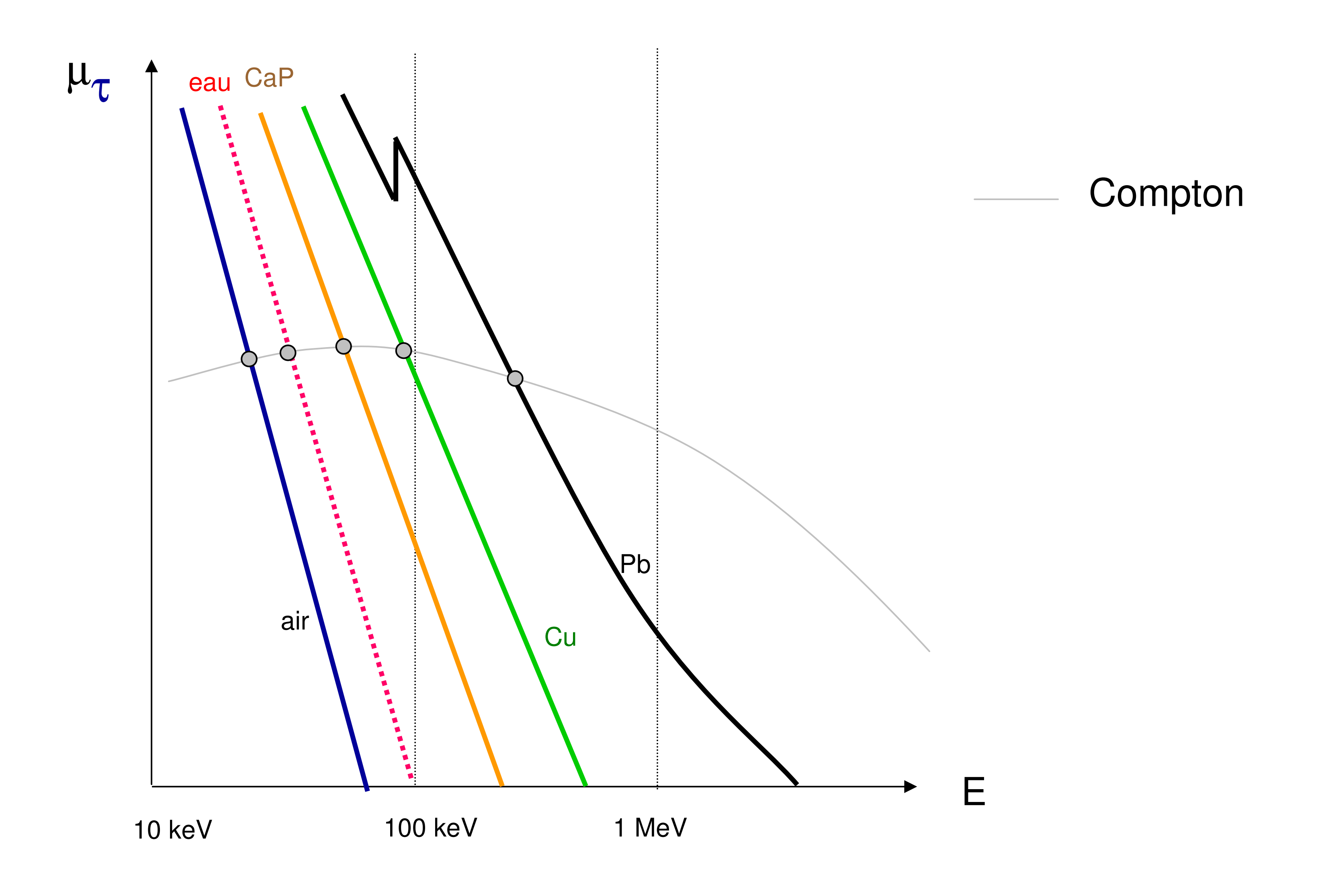
Le noircissement du film est la traduction visuelle des variations locales du facteur d'atténuation.

Les variations de μ

- Les coefficients d'atténuation :
  - $\mu_\tau \propto Z^{4,5} / E^{3,5}$ *(photo-élect.)*
  - $\mu_\sigma \propto E$, varie peu avec Z *(Compton)*

- Les principaux milieux :
  - les os (sternum, côtes et rachis)
  - les tissus mous et le sang (équivalents à l'eau)
  - l'air dans les voies respiratoires

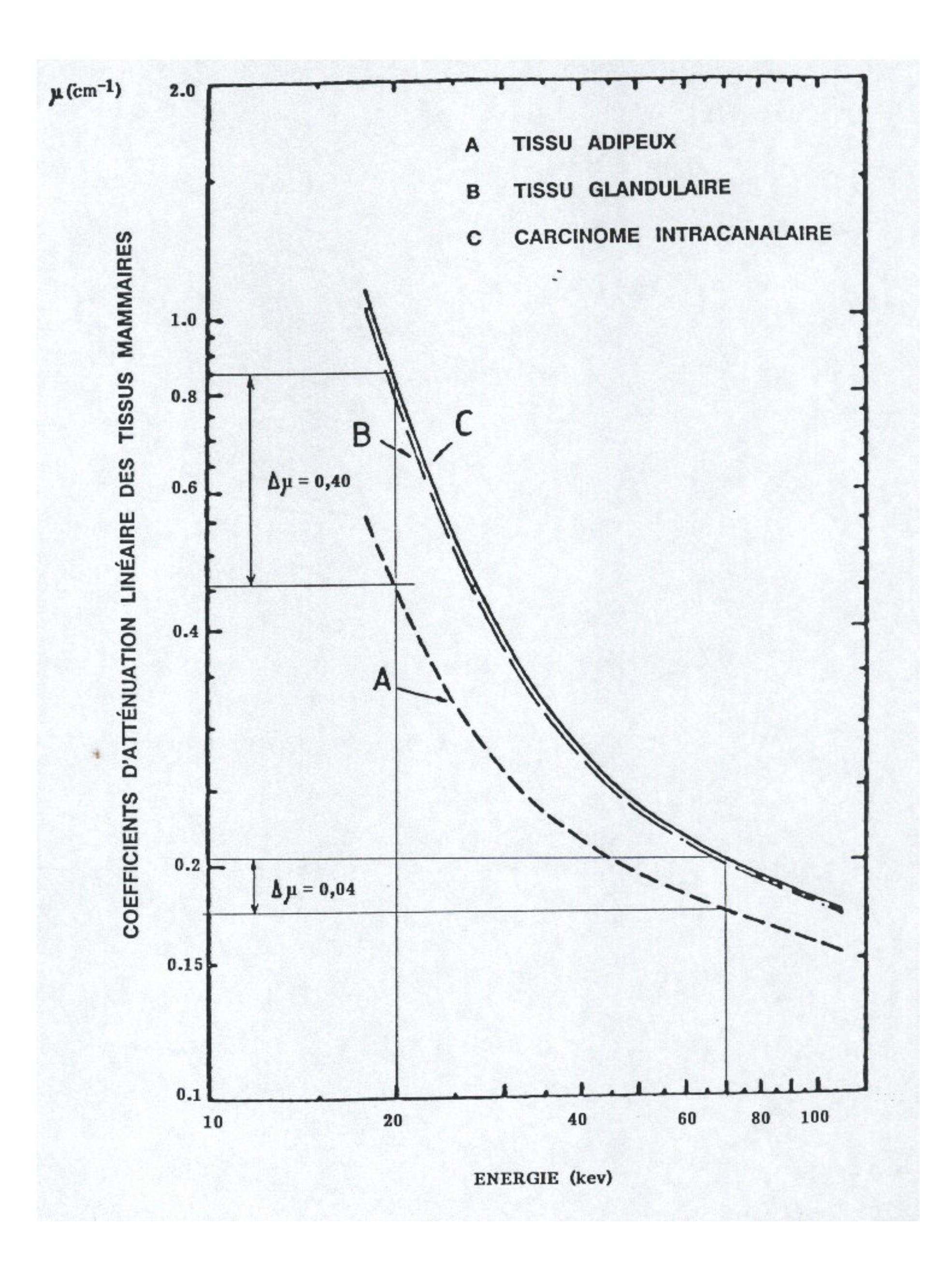
Courbes de μ_τ selon Z



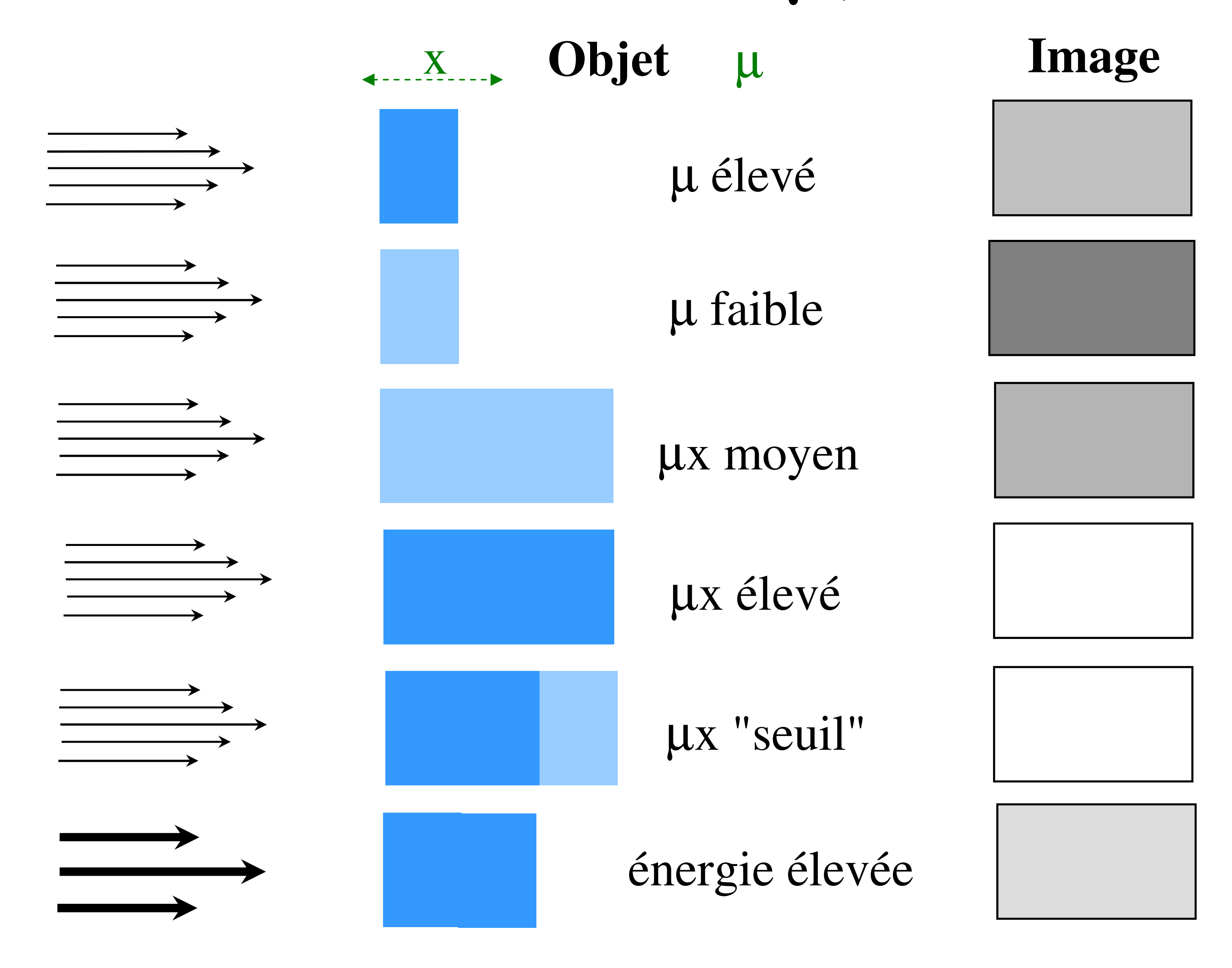
Atténuation globale

Energie(keV)	μ/ρ Tissu mou	μ/ρ Os
40	$24{,}5.10^{-3}\ m^2.kg^{-1}$	$54{,}1.\ 10^{-3}\ m^2.kg^{-1}$
100	$16{,}7.\ 10^{-3}\ m^2.kg^{-1}$	$17{,}5.\ 10^{-3}\ m^2.kg^{-1}$
400	$10{,}6.\ 10^{-3}\ m^2.kg^{-1}$	$10{,}2.\ 10^{-3}\ m^2.kg^{-1}$

influence de E sur le contraste

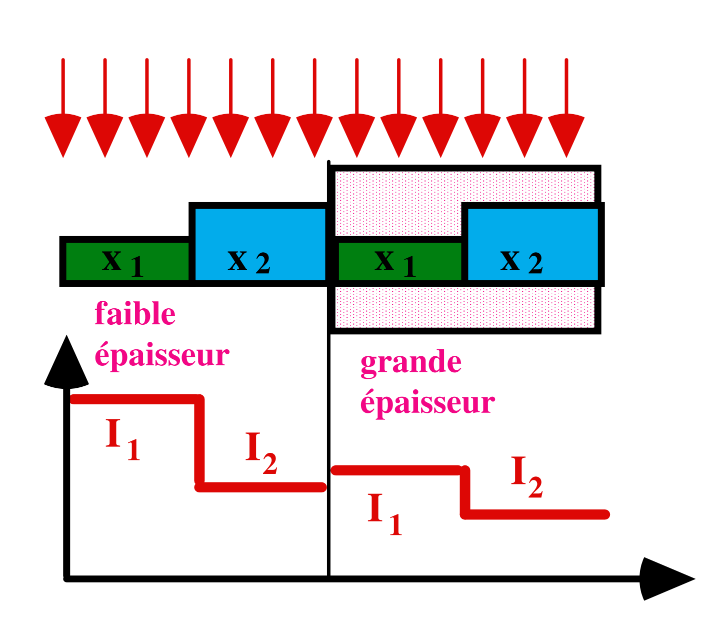


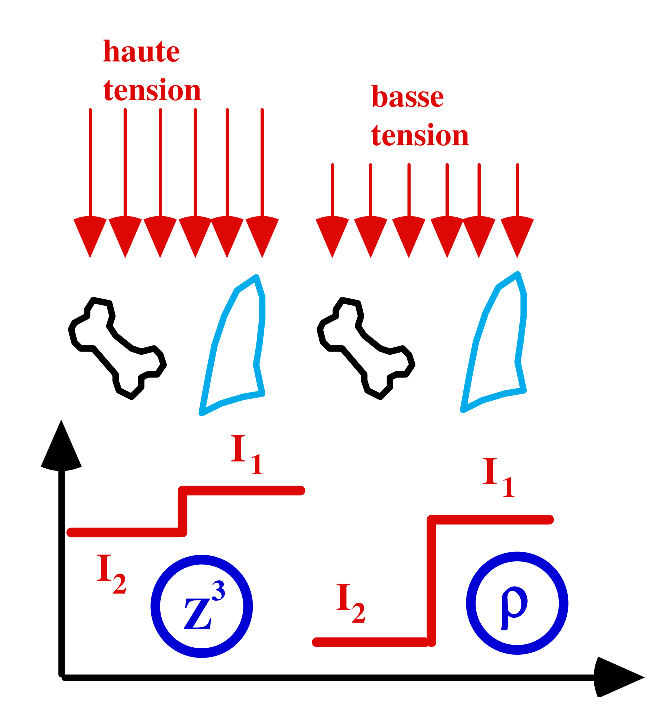
Influence de μ, x et E



Contraste entre 2 objets

- Différence épaisseur et Z
- Épaisseur totale traversée : compression
- Prédominance épaisseur / Z selon KV
- Diffusé





Clichés radiologiques standards

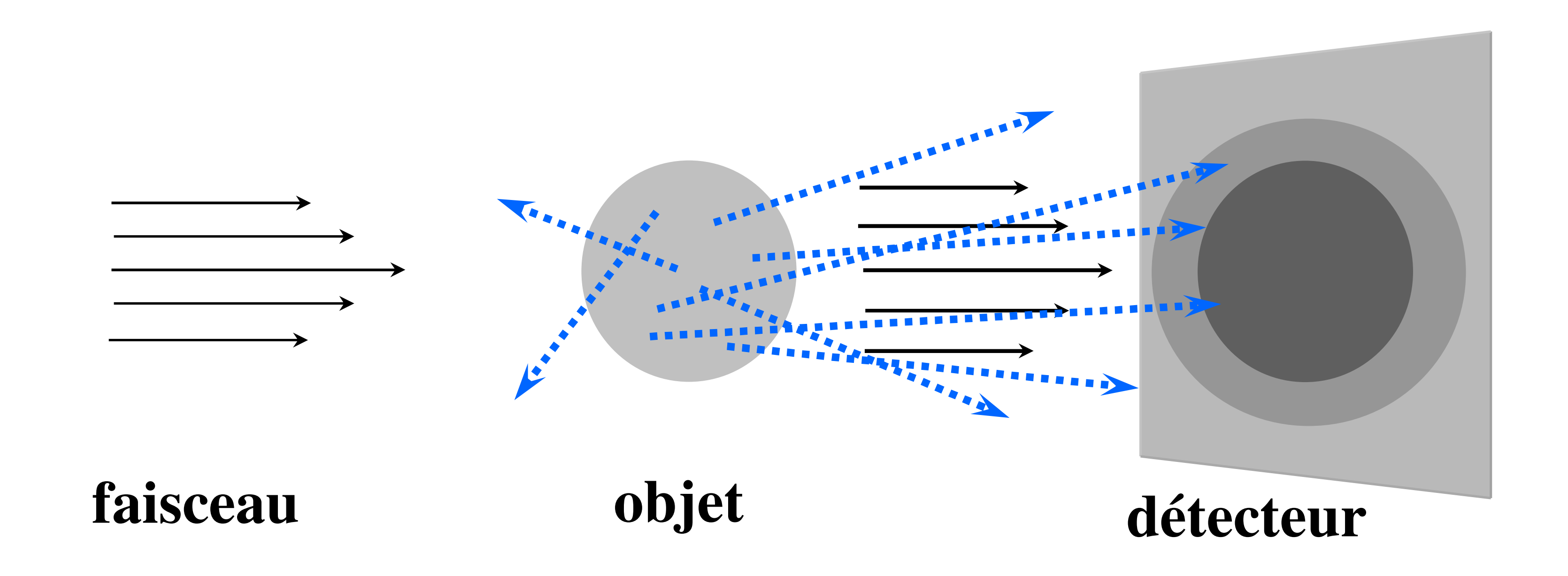
Normal

Pathologique

Dégradation de l’image

le rayonnement diffusé

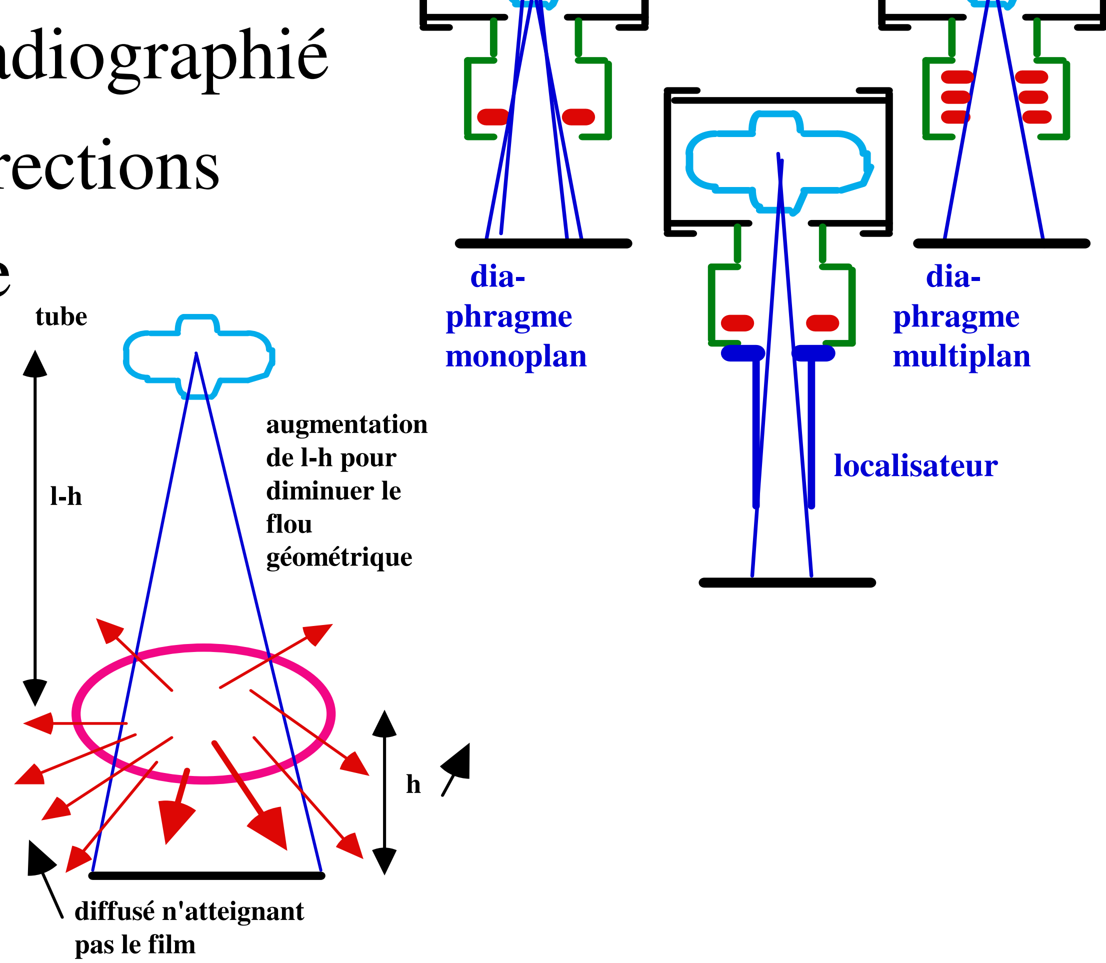
Lié à l'effet Compton



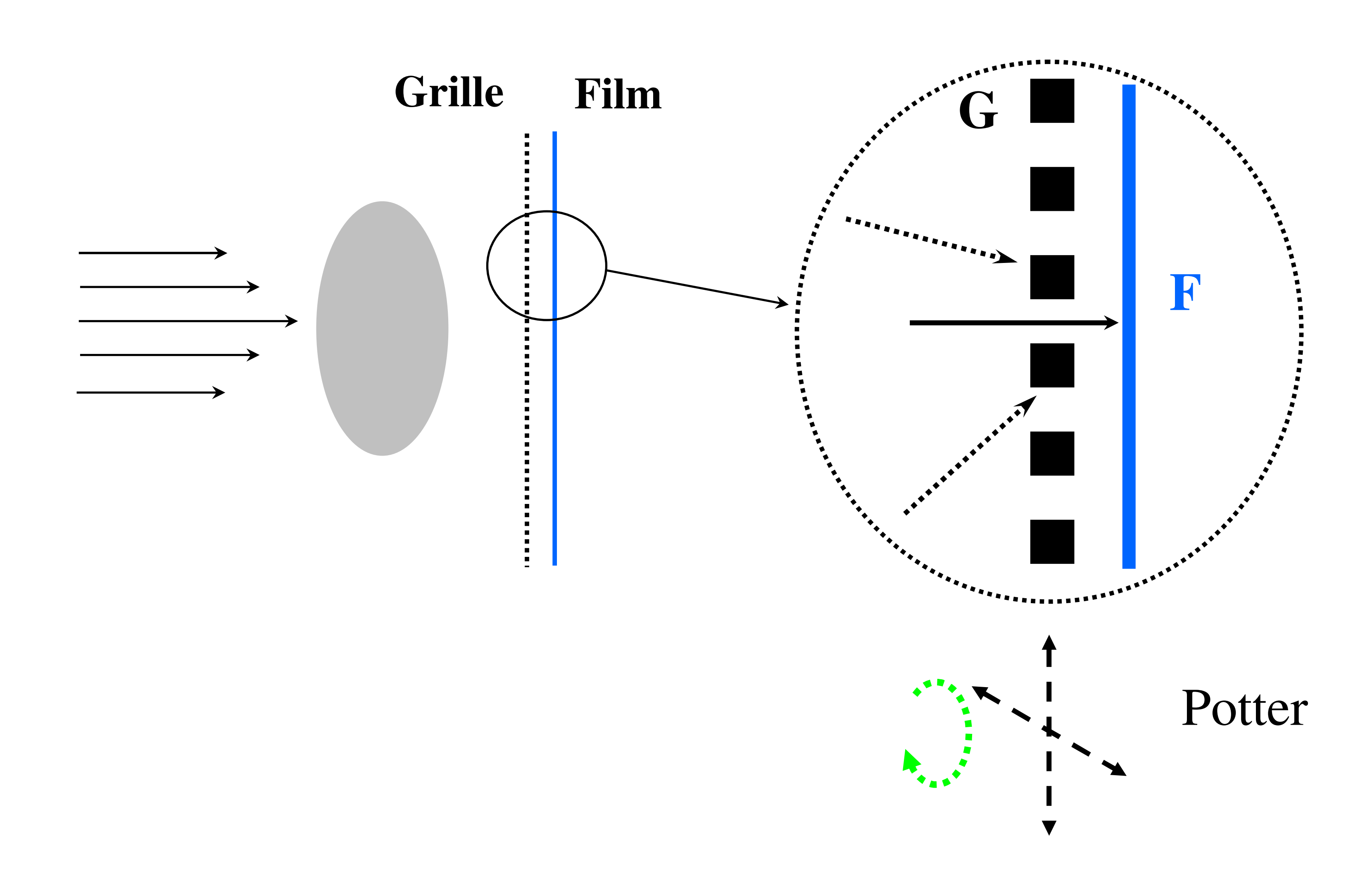
diffusé

- Source = objet radiographié
- Dans toutes les directions
- Baisse le contraste

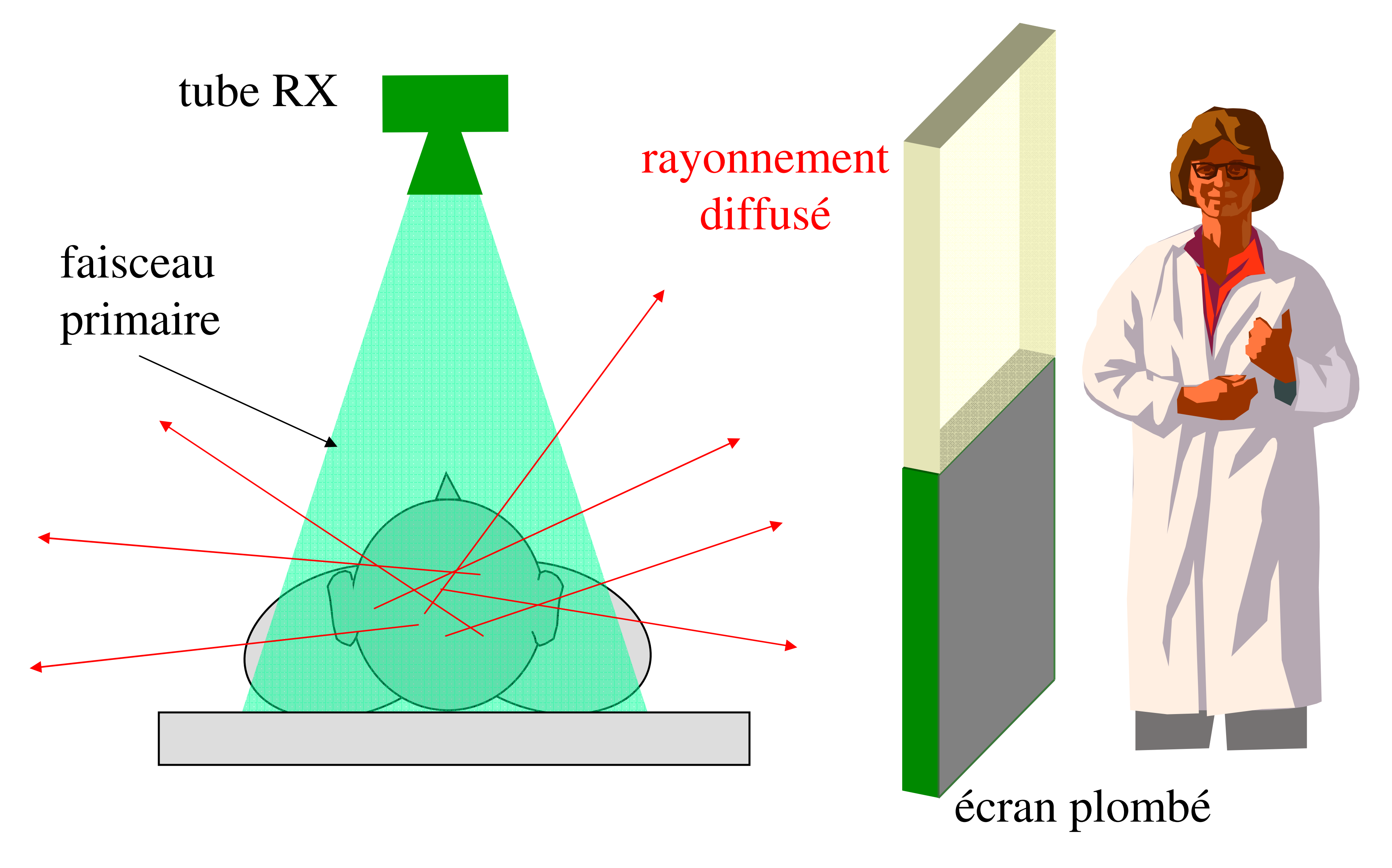
- Augmente avec :
  - énergie
  - section
  - épaisseur



solution : la grille anti-diffusante



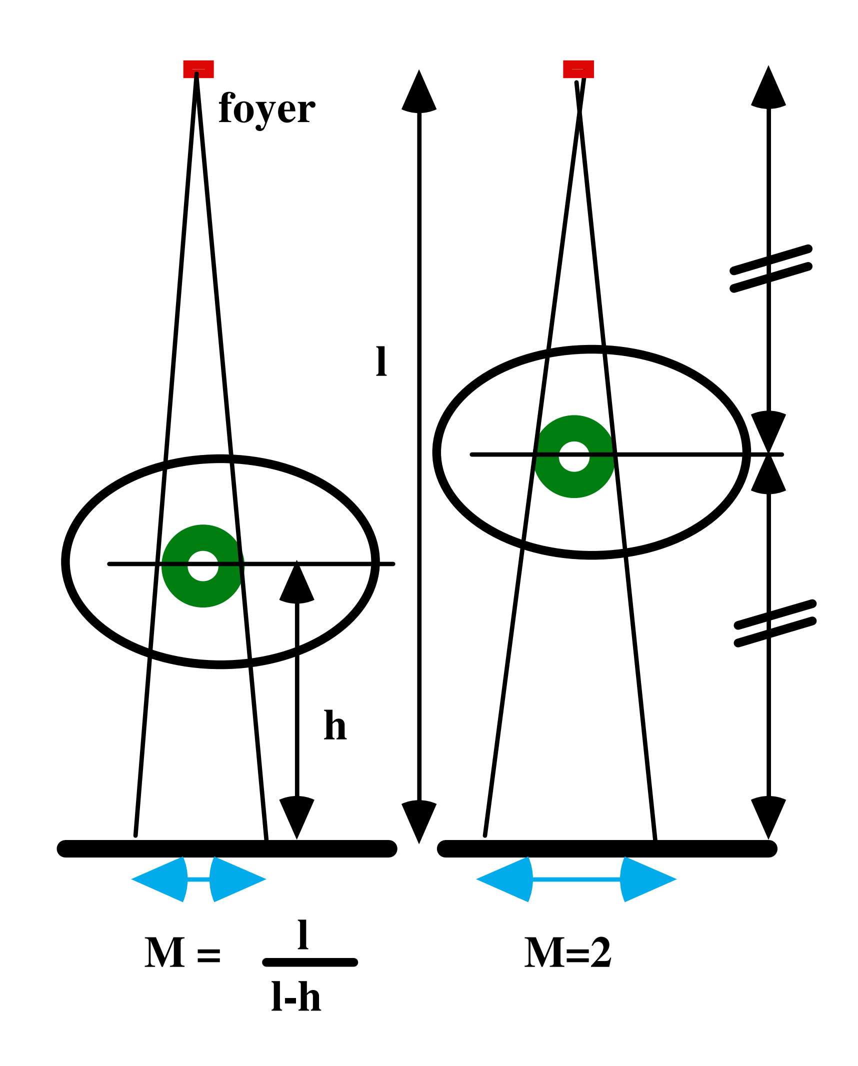
Le diffusé et le radiologue



Facteurs géométriques

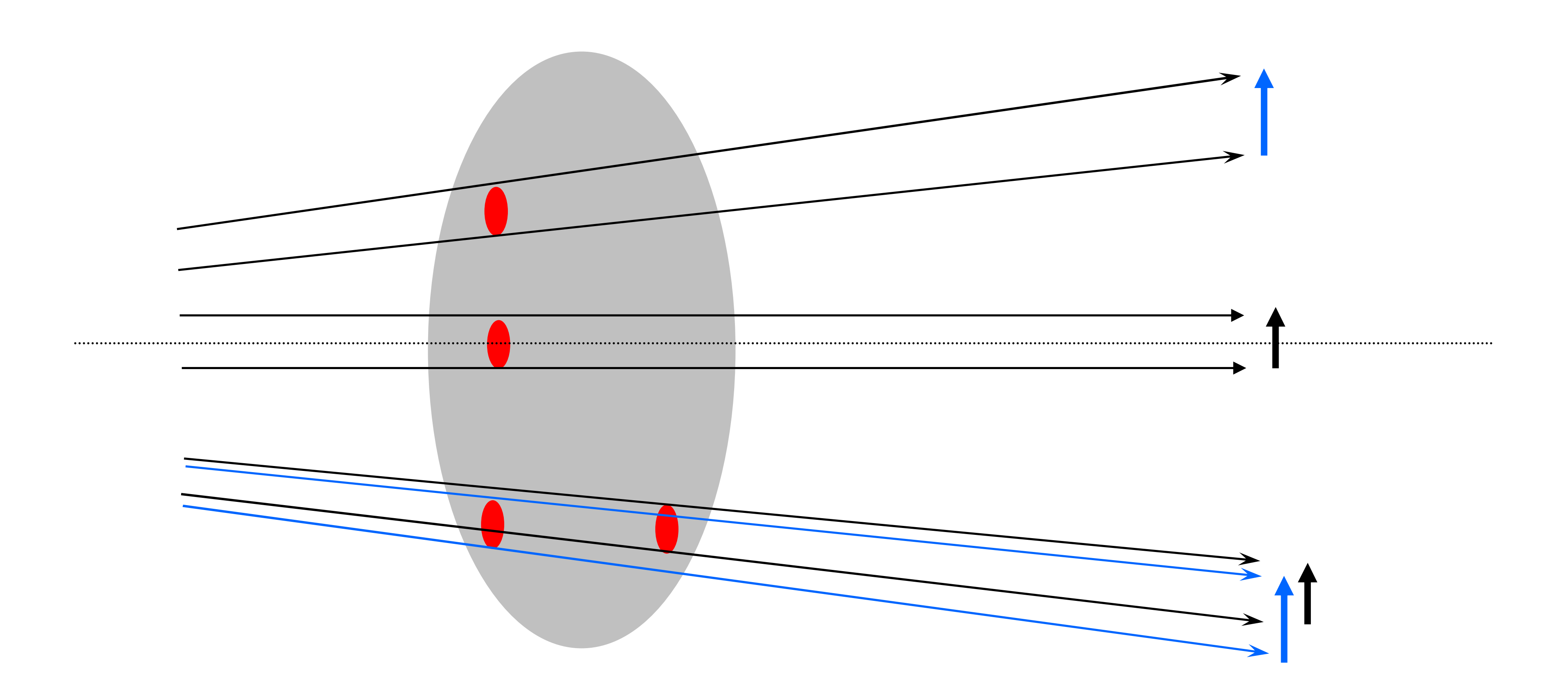
- <u>Agrandissement</u>

avec M=coefficient de magnification
l=distance foyer-film
h=foyer structure-film

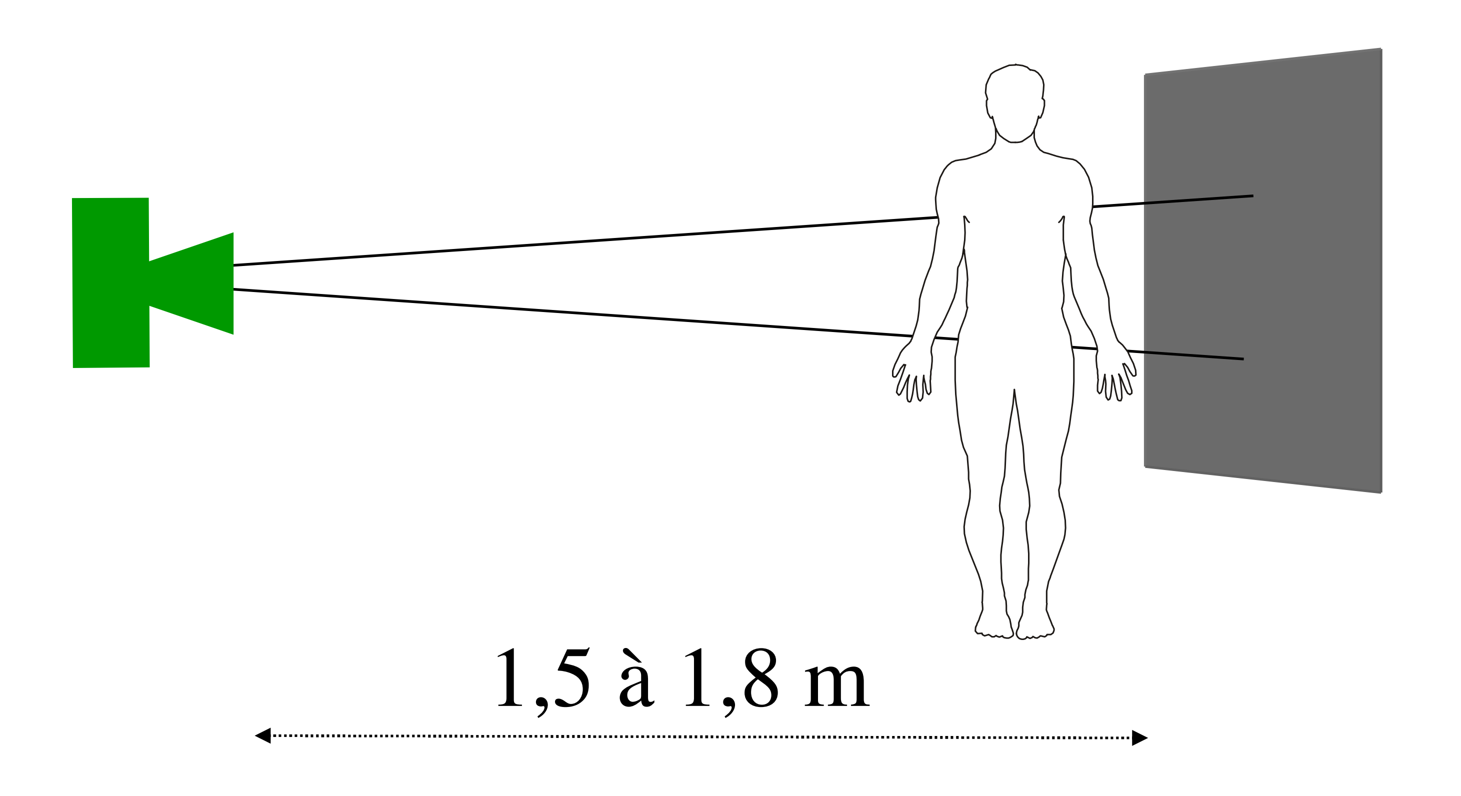


Dégradation de l'image :

- **agrandissement ⇨ <u>déformation</u>**



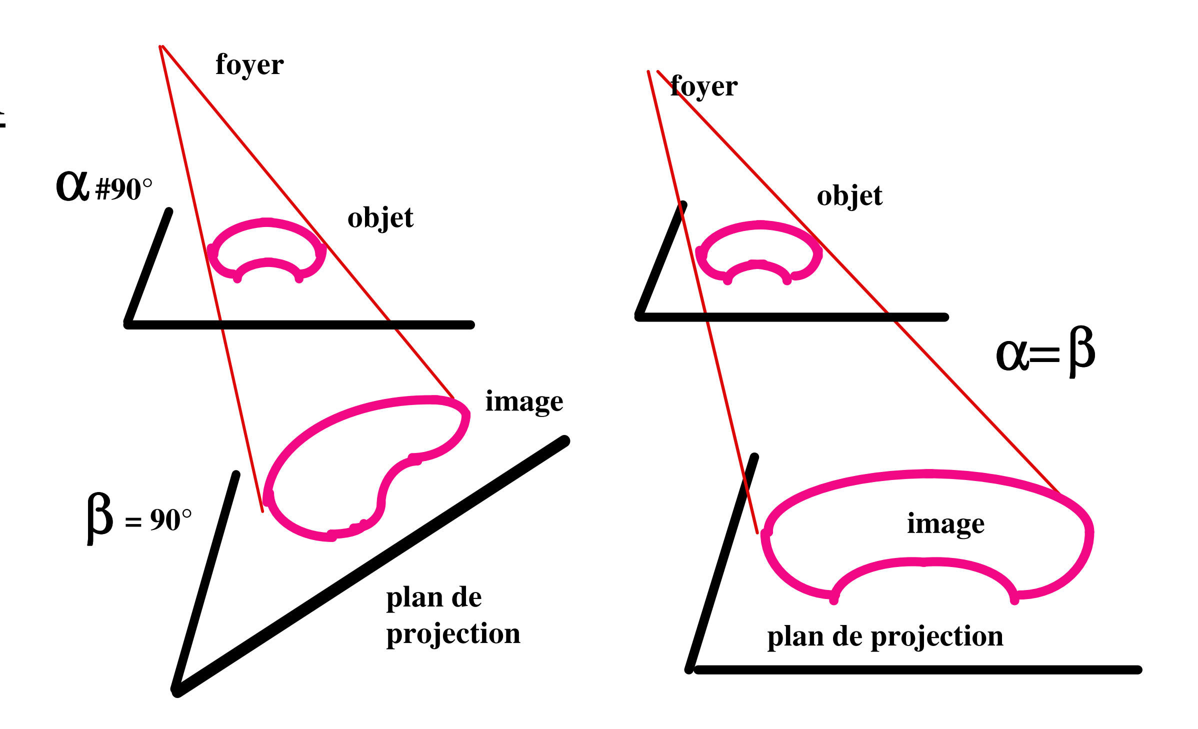
solution : distance source-patient



faisceau pratiquement parallèle

Facteurs géométriques

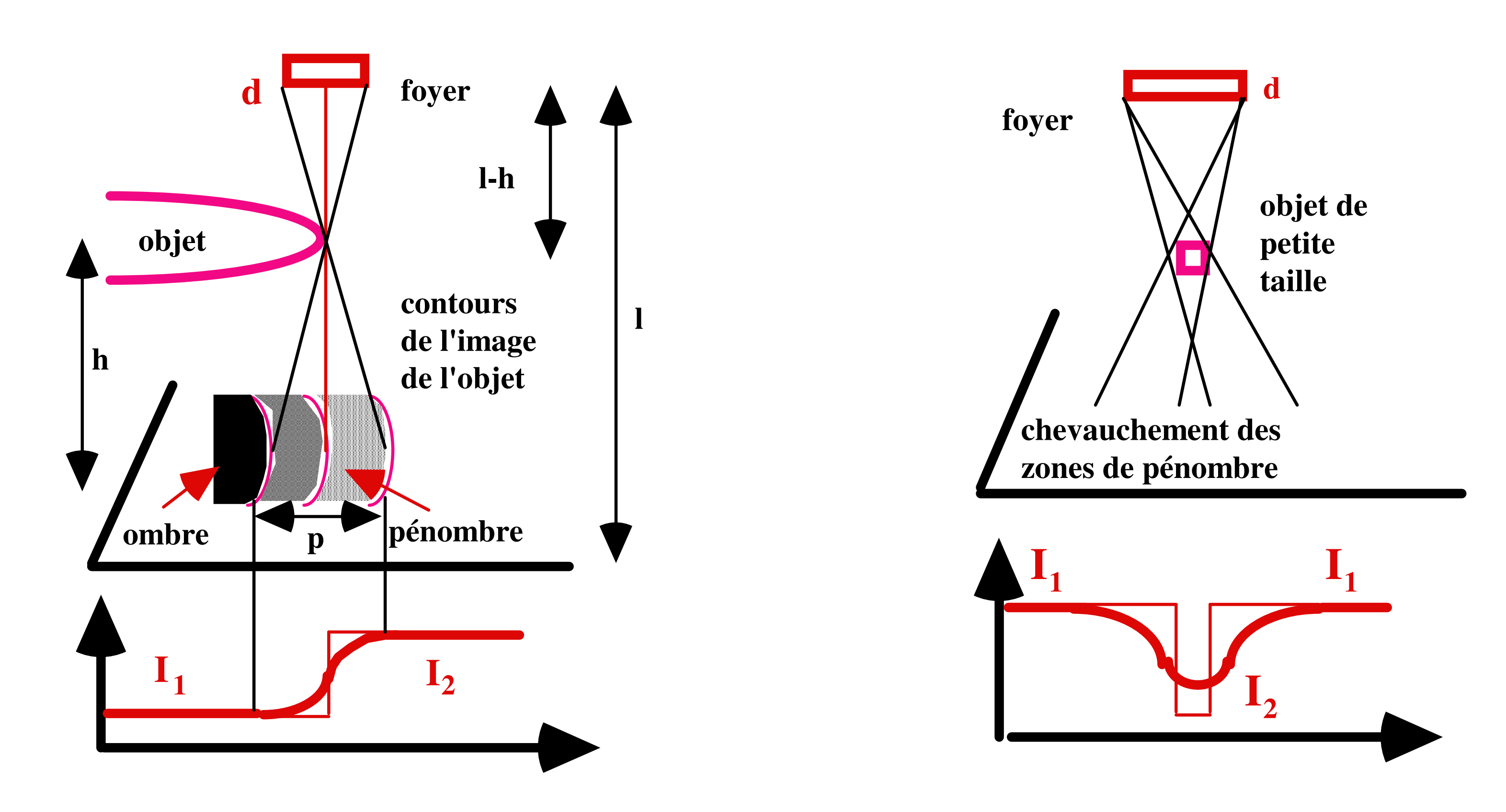
- <u>Déformation</u>



La cassette doit rester parallèle à l'objet radiographié

Facteurs géométriques

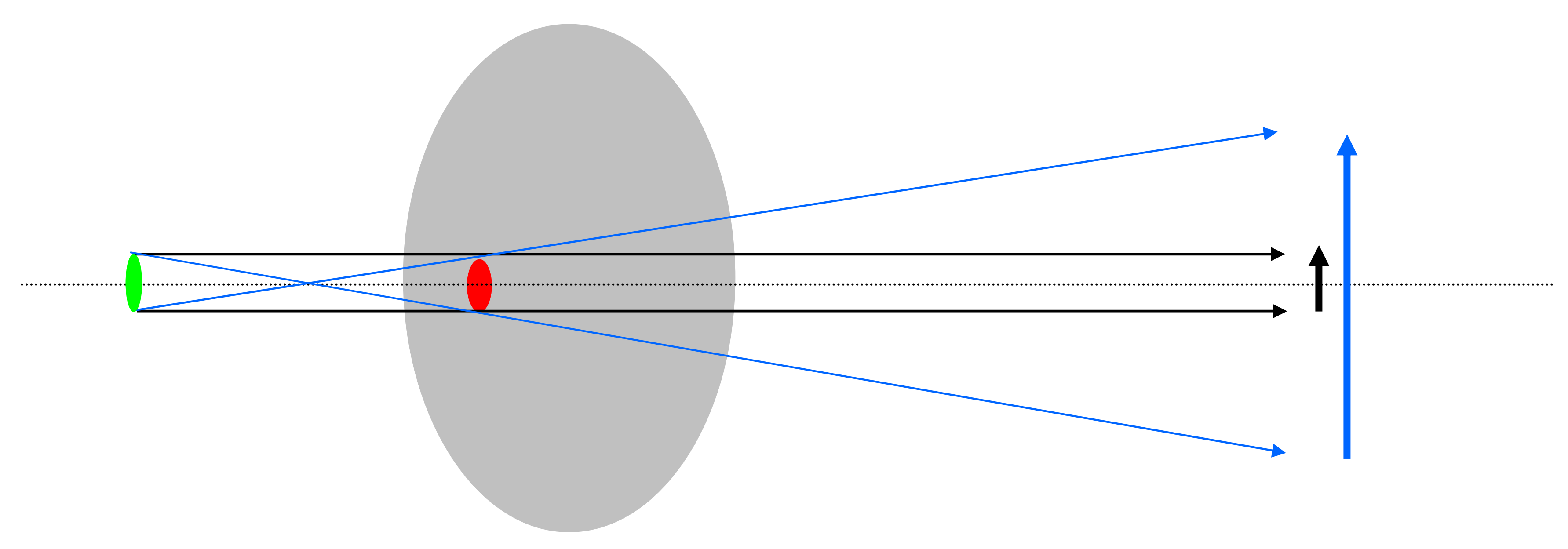
- Flou géométrique (de foyer)



Diminué si petit foyer, l grand et h petit

la perte de résolution

- **taille de la source de rayons X**



résolution actuelle ≈1 mm

- ***Solutions :***
  - contrôle de qualité de l'anode, anode tournante…
  - nouveaux procédés : laser haute énergie

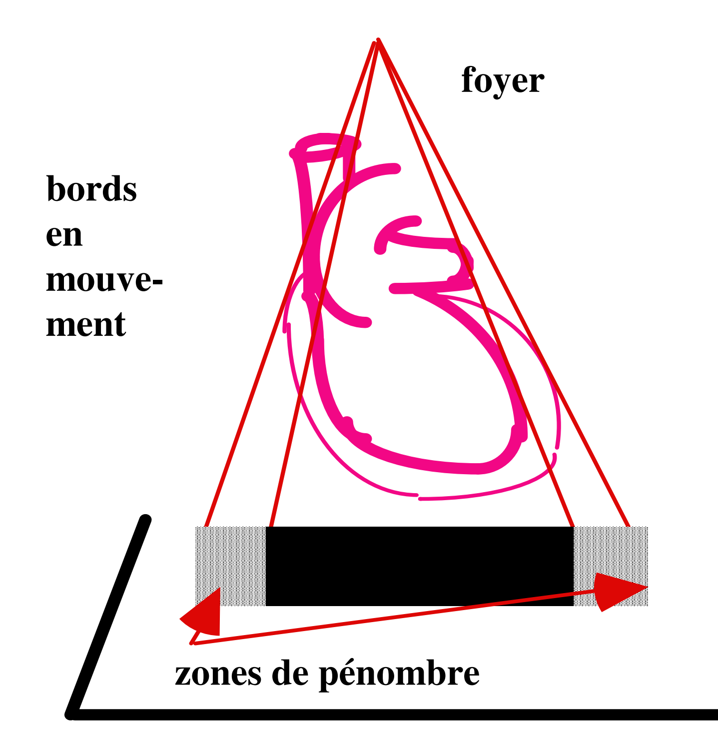
Facteurs géométriques

- Flou cinétique

Vitesse maximale des bords du cœur = 40 cm/s
Si temps pose = 1/100ème s
Alors flou = 4mm

Donc :

- immobilité
- temps de pose court
- diminution objet-film



le flou

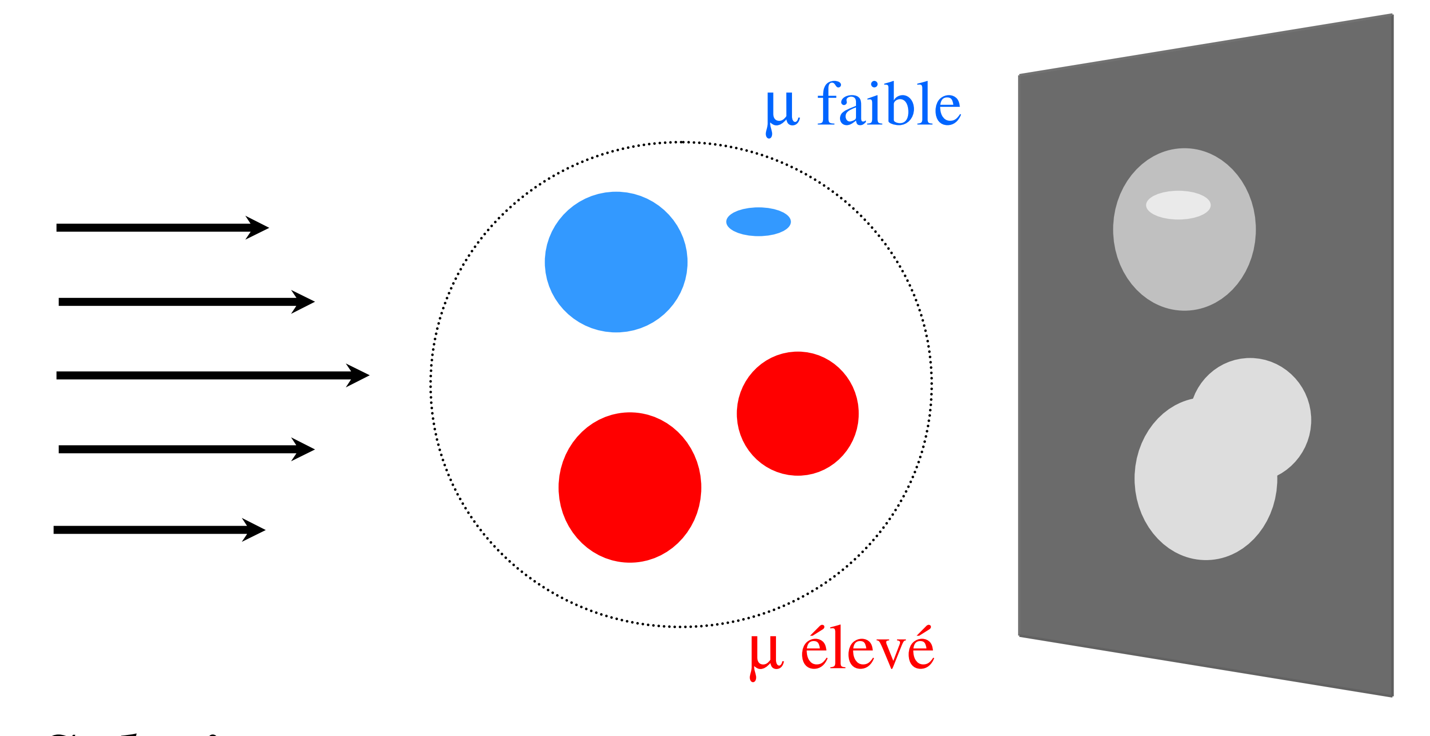
- le flou dynamique affecte :
  - Le cœur
  - Les poumons

Solutions :

- *immobilisation - apnée*
- *courte durée de prise d'image (1/10^{e} de seconde)*
- *séquence rapide de clichés : 50 à 100 images/s*
- *synchronisation*

les superpositions

- **’’addition’’ de l’atténuation**



- ***Solutions :***
  - clichés de profils - positionnement du patient
  - compression (ballon…)

Les problèmes de dosimétrie

- La Directive Européenne 97-43 « patient »
  - optimisation
    - réduction de la dose délivrée au patient
    - respect de la qualité nécessaire pour l'interprétation
  - justification
    - respect des guides de bonne pratique et des SOR
- Comment réduire l'irradiation sans nuire à la qualité de l'image ?
  - Utilisation des filtres
  - ⇧la sensibilité de détection: ampli. de luminance…

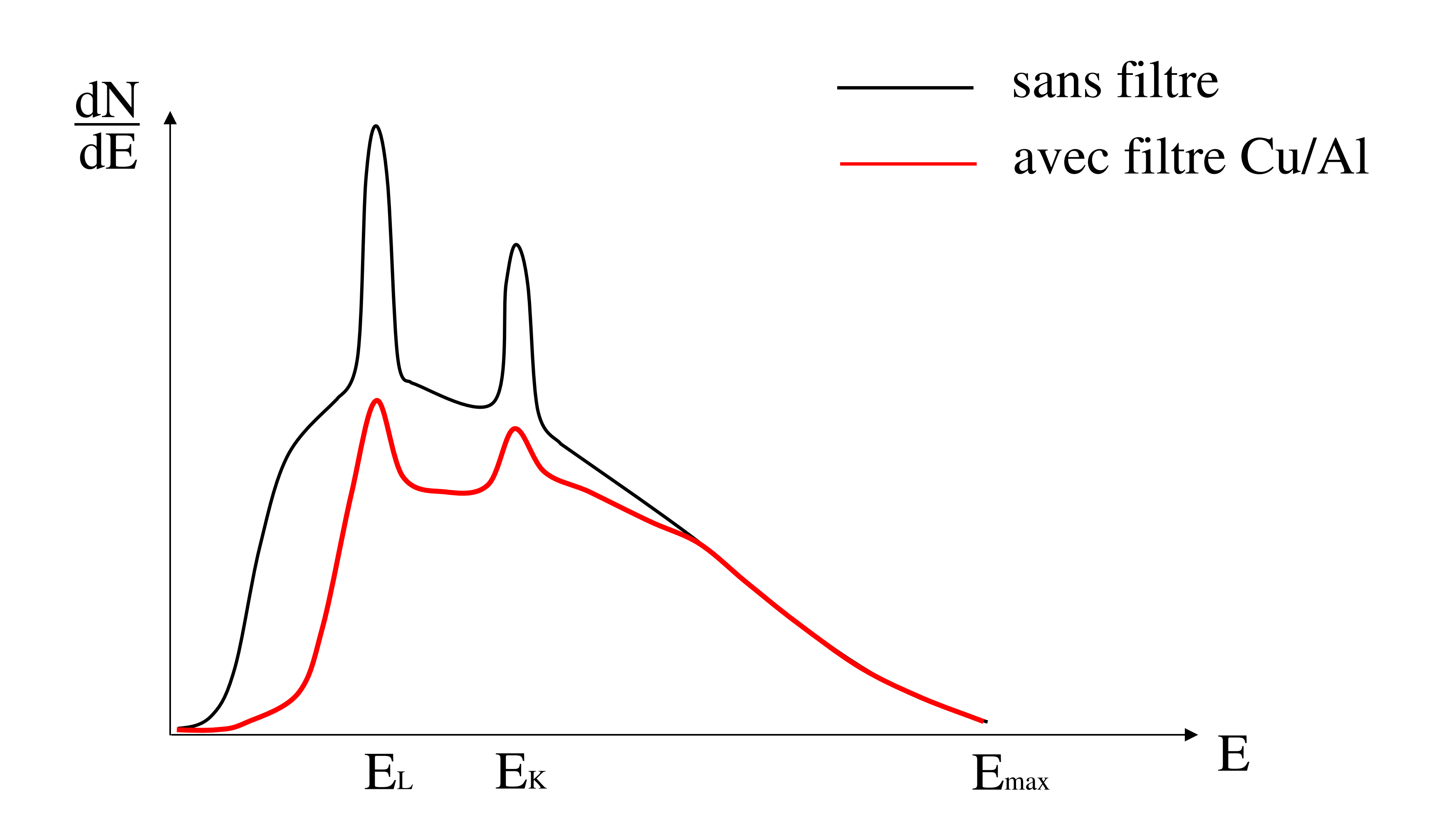
L'utilisation de filtres

- L'interaction « utile » à l'image radiologique :
  l'effet photo-électrique
- La dose délivrée dépend de l'énergie
  - trop forte, elle favorise le diffusé (zone Compton)
  - trop faible, elle est complètement absorbée
- Se situer dans la partie médiane de la courbe de μ_τ

Les filtres métalliques

- on les interpose entre le tube et le patient
- plaques de cuivre et/ou d’aluminium
- d’épaisseur variable
- arrêtent surtout les basses énergies
- modifient la forme du spectre des rayons X
- entraînent le « durcissement » du faisceau.

Modification du spectre



doses typiques de différents examens radiologiques

Examen	Doses typiques en mGy	Niveau de référence européen
Poumon	0,25 - 0,50	0,3
Bassin	6 - 10	10
Cervical (face)	0,5 - 4	-
Rein	4 - 10	-
Lombaire (profil)	8 - 22	30
Sein	1 – 5 (?)	
Scanner X	5 – 20 (?)	

D'après mesures IRSN 1999 (source : rapport scientifique et technique 2002 de l'IRSN)

Sauf chiffres Sein et scanner X à valider

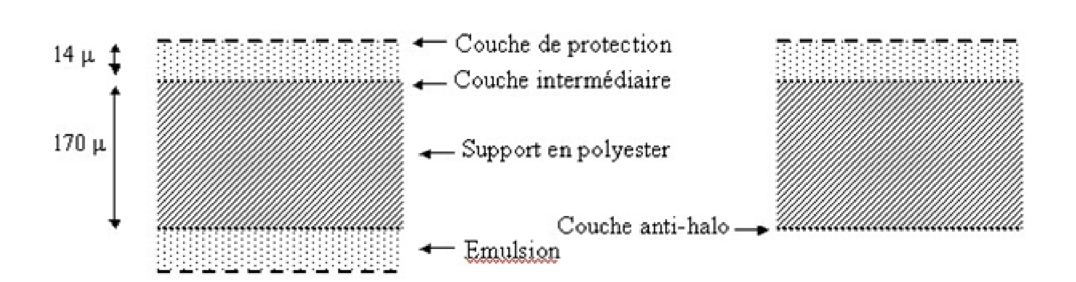
Différents détecteurs

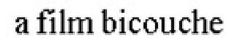
- Film radio
- Écran de brillance
- Plaques « phosphore »
- Détecteurs plan

(Plaques « phosphore » et Détecteurs plan) ⇨ *numérisation*

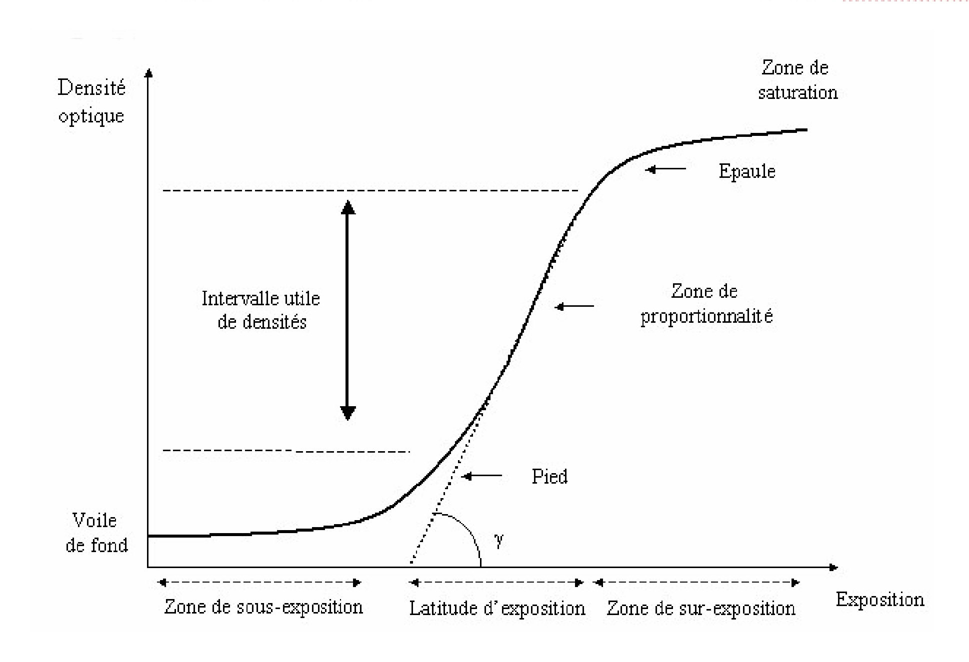
Systèmes film-écran

- Structure

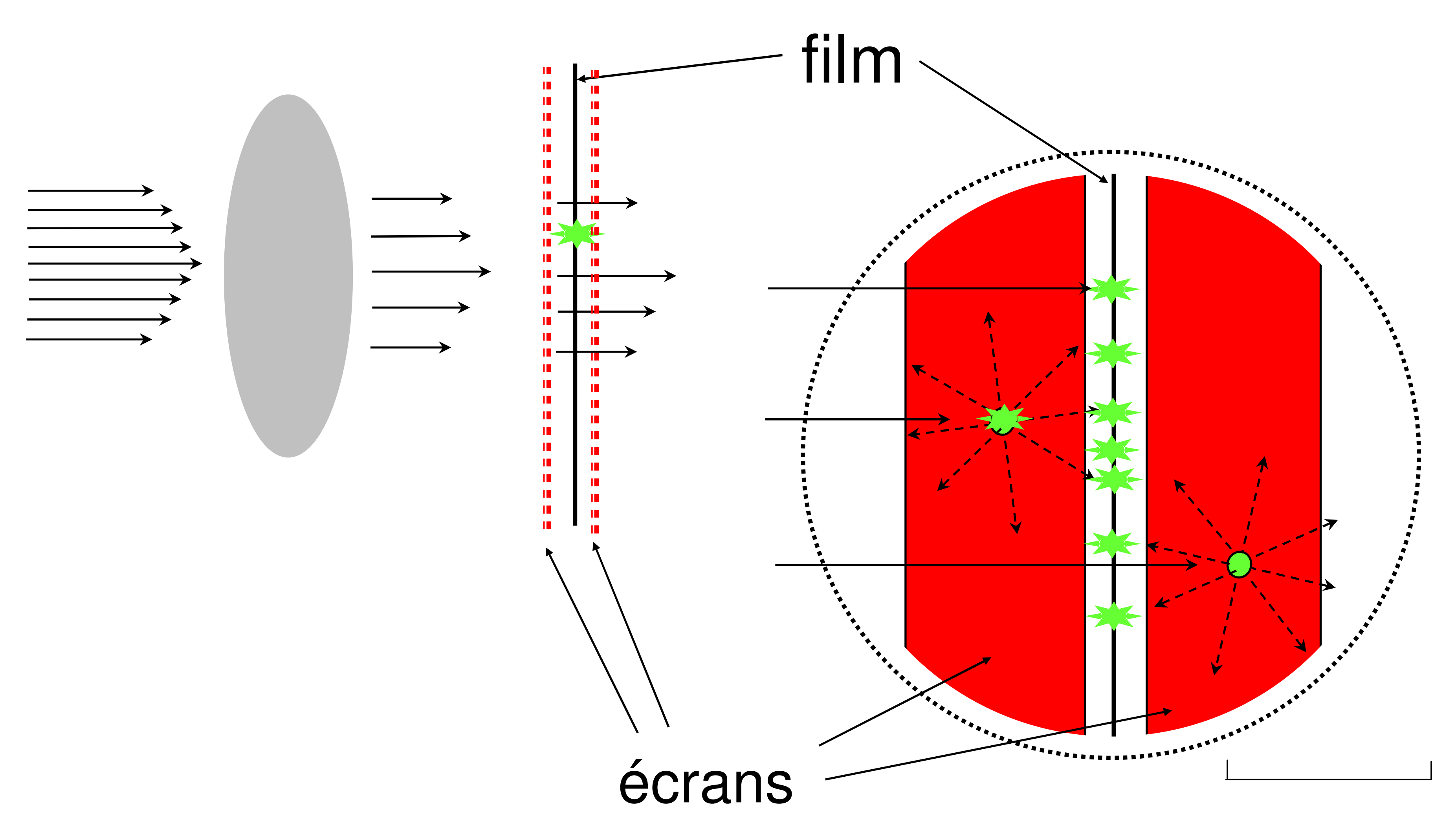




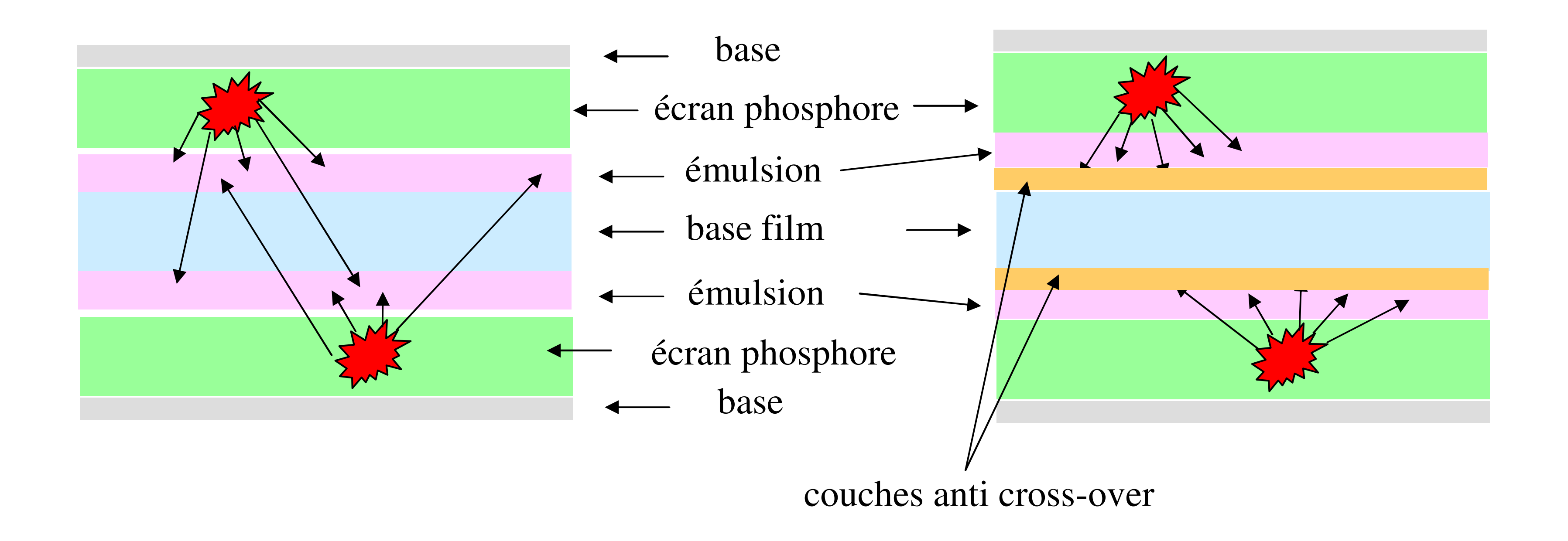
- Réponse
  - voile de base
  - pied
  - proportionnelle
  - épaule
  - saturation



Améliorer la sensibilité :
l'écran renforçateur



Systèmes film-écran

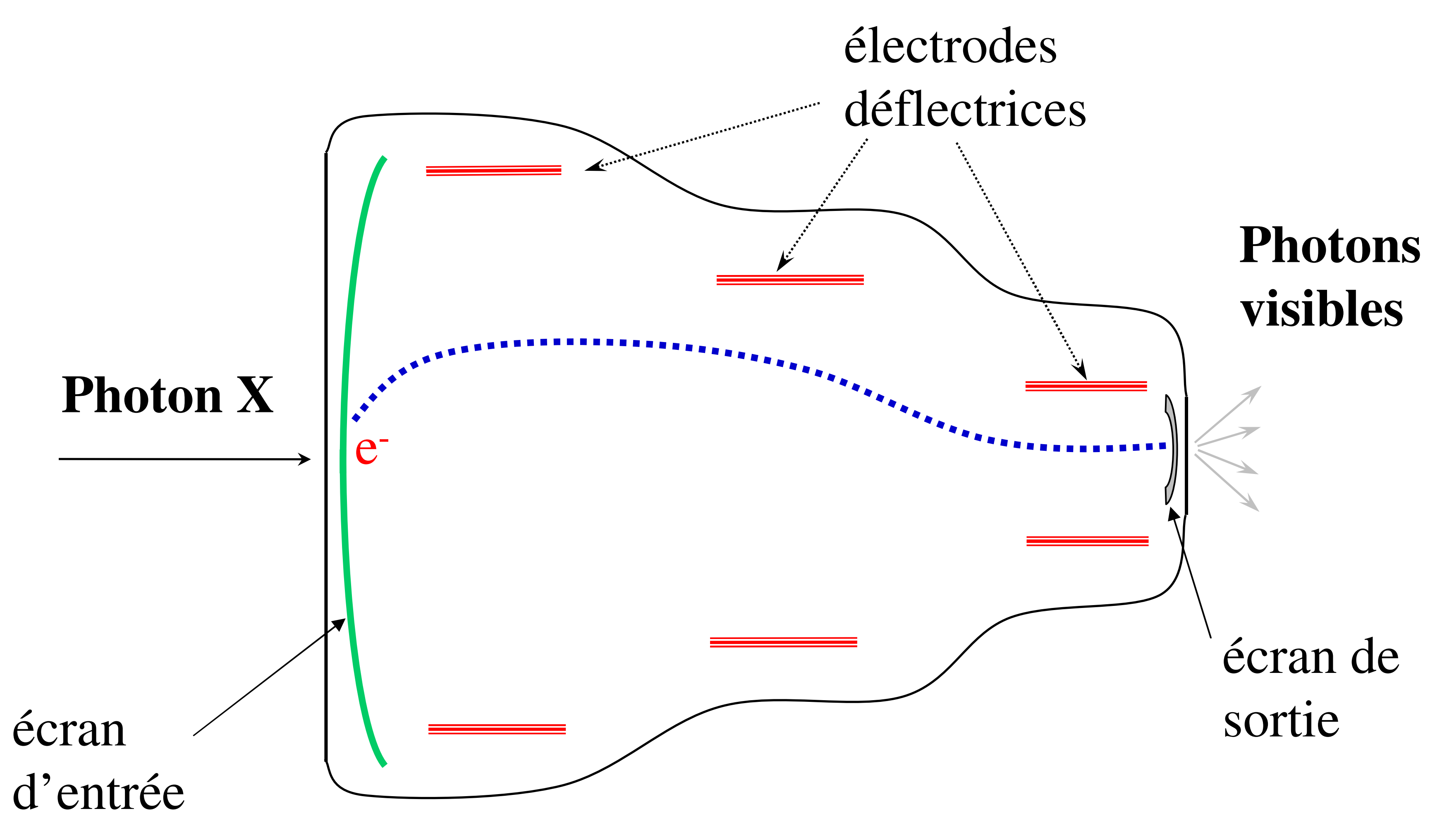


Film conventionnel

Amélioration

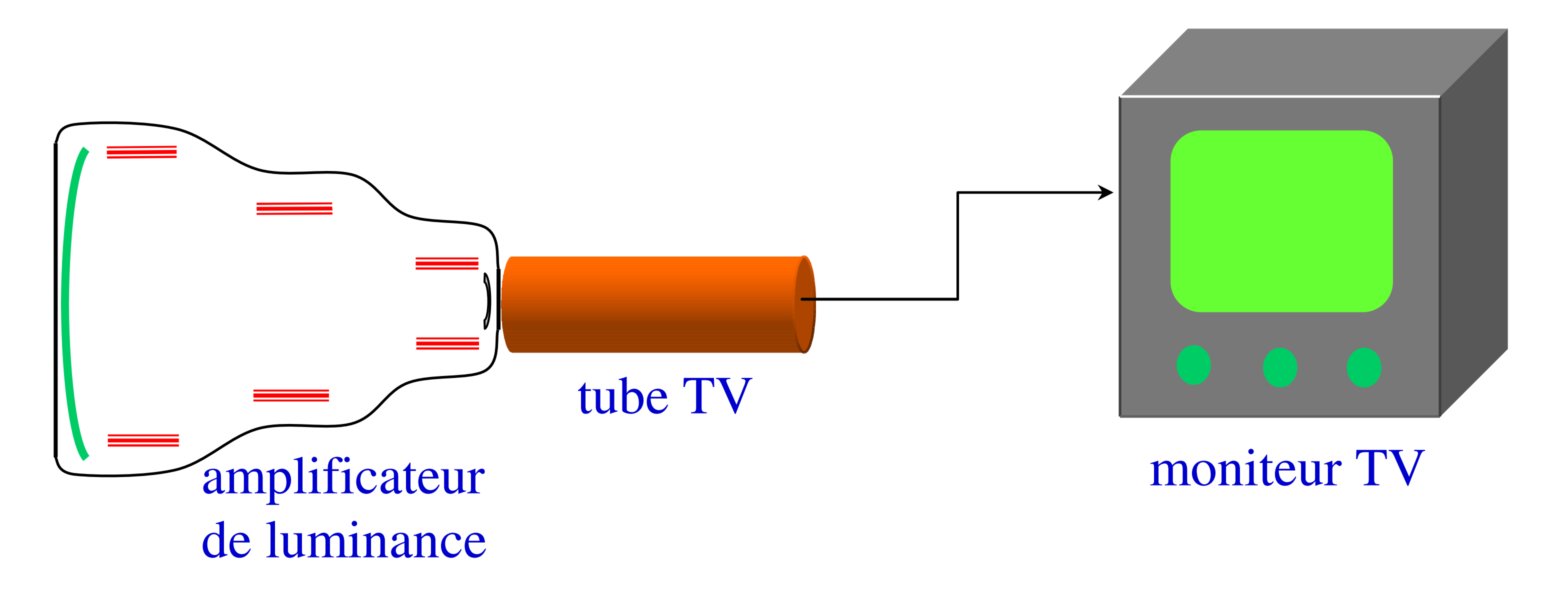
Kodak

L'amplificateur de luminance



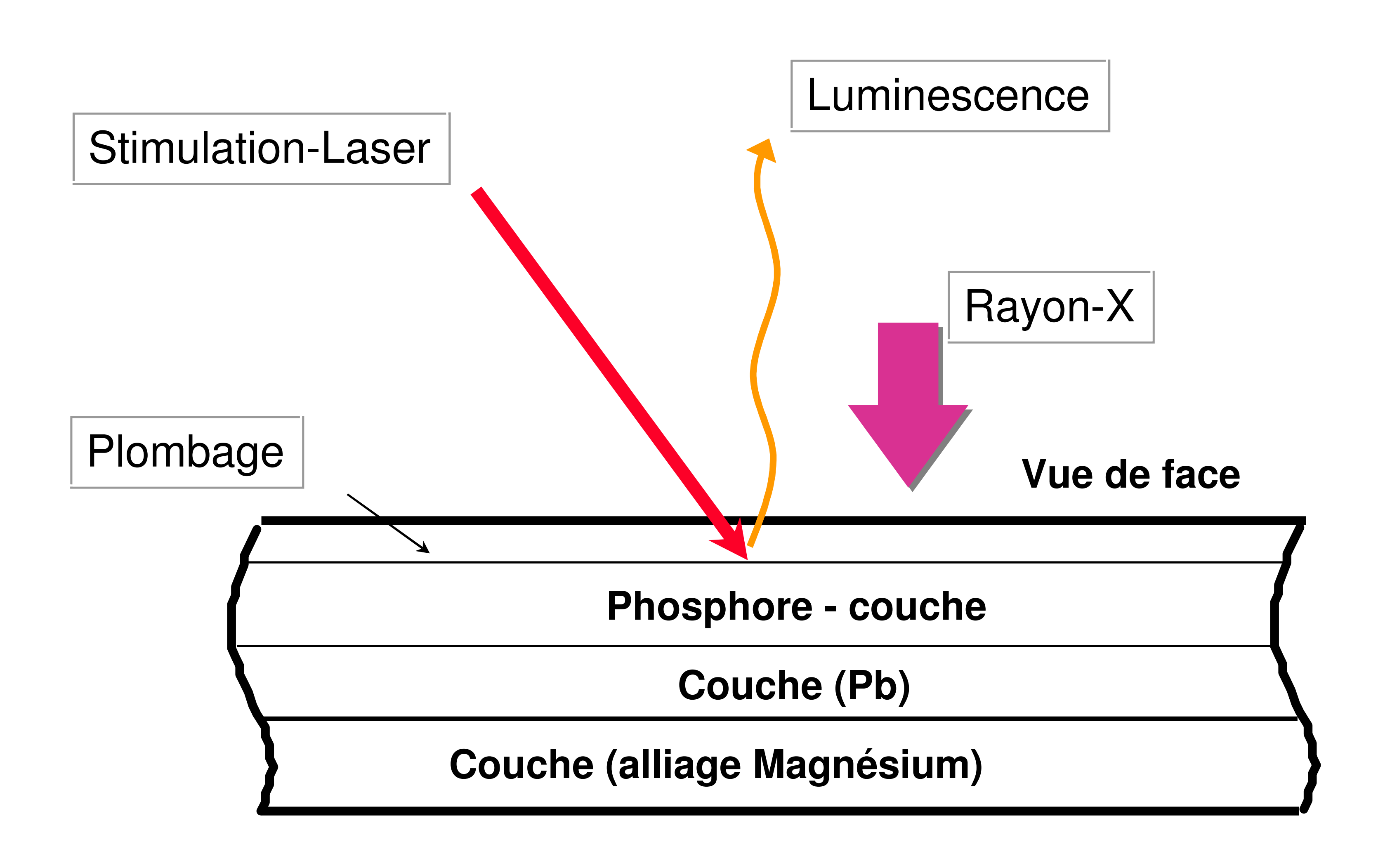
Augmentation de la densité de lumière

La radiologie télévisée



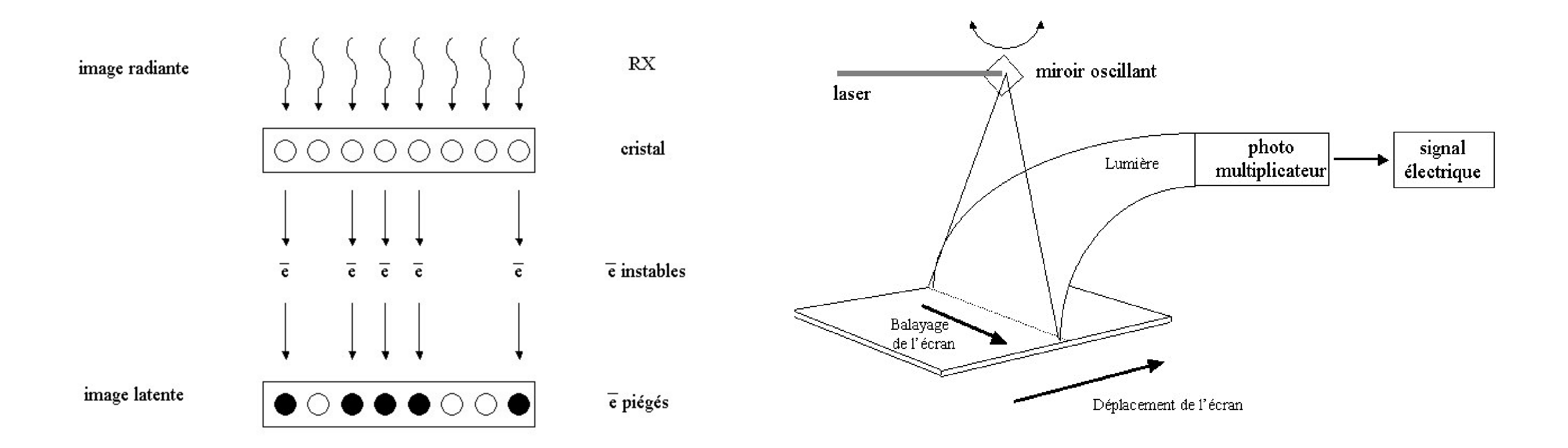
- Réduction importante de la dose délivrée
- Amélioration du positionnement
- Champ réduit, limitation de la résolution spatiale
- Facilite la radiologie interventionnelle

Plaque photostimulée

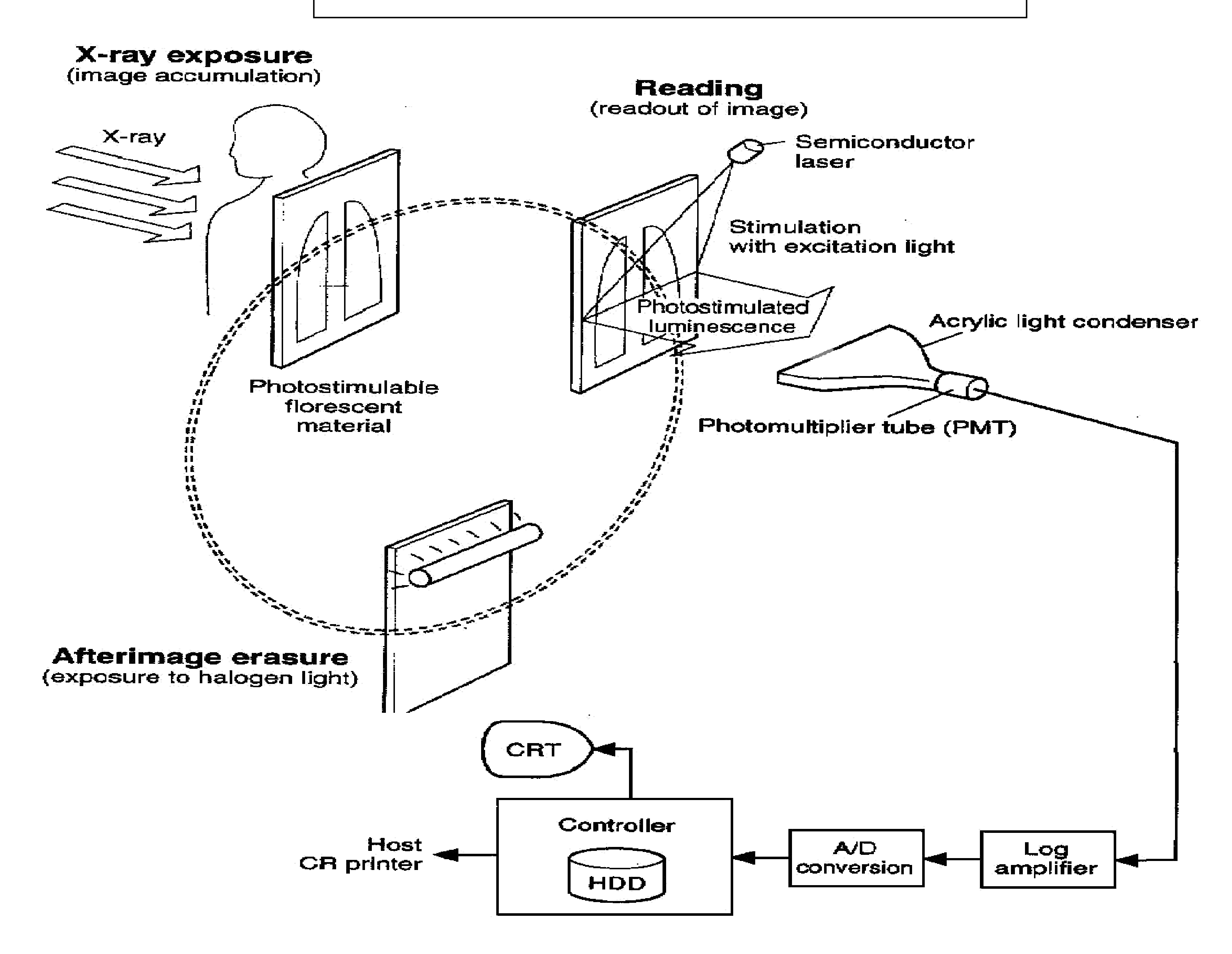


Capteur : plaques

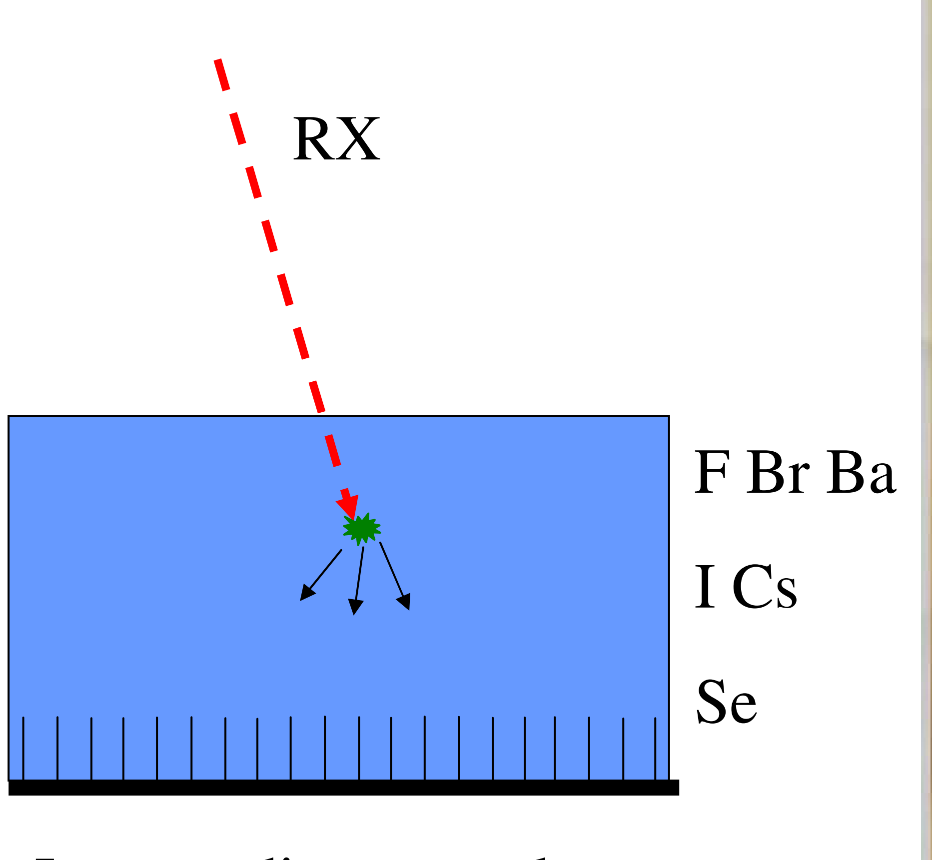
- **Plaques électroluminescentes ou photostimulables**



Luminescence Photo-stimulée



Le capteur RX numérique



Lecture directe par laser
ou matrice de transistors

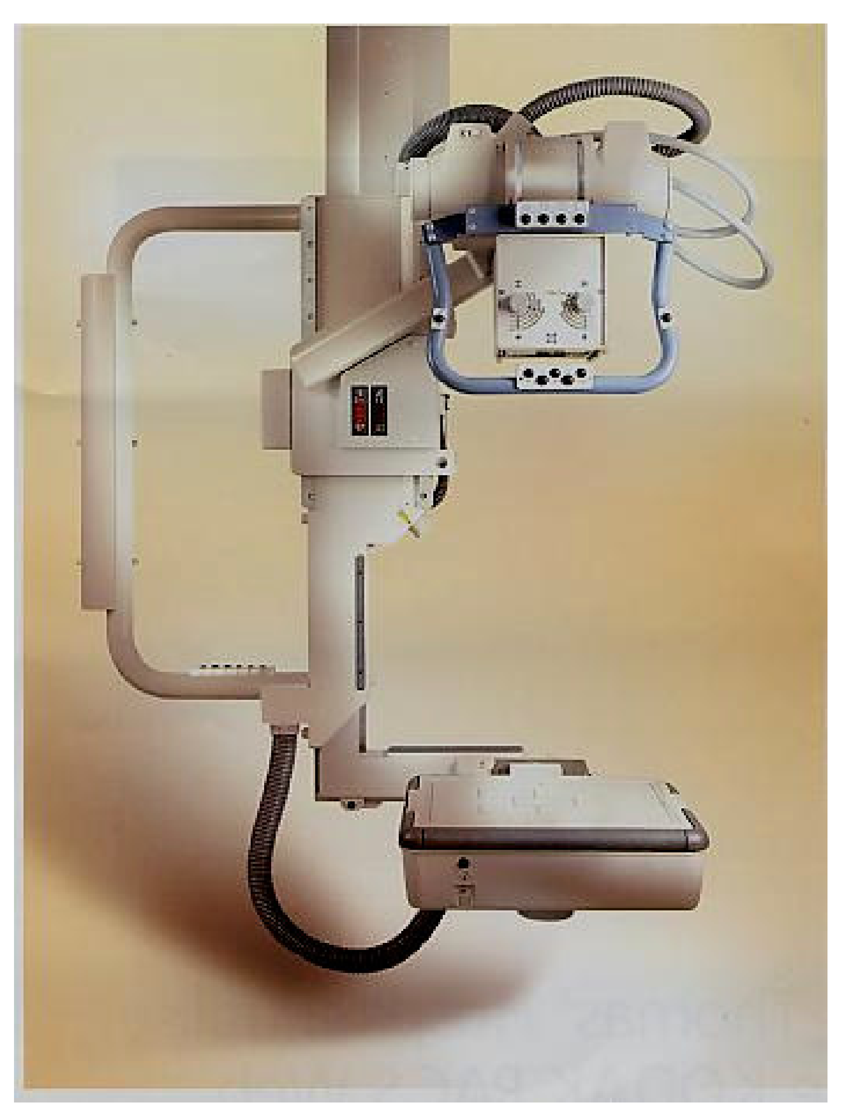
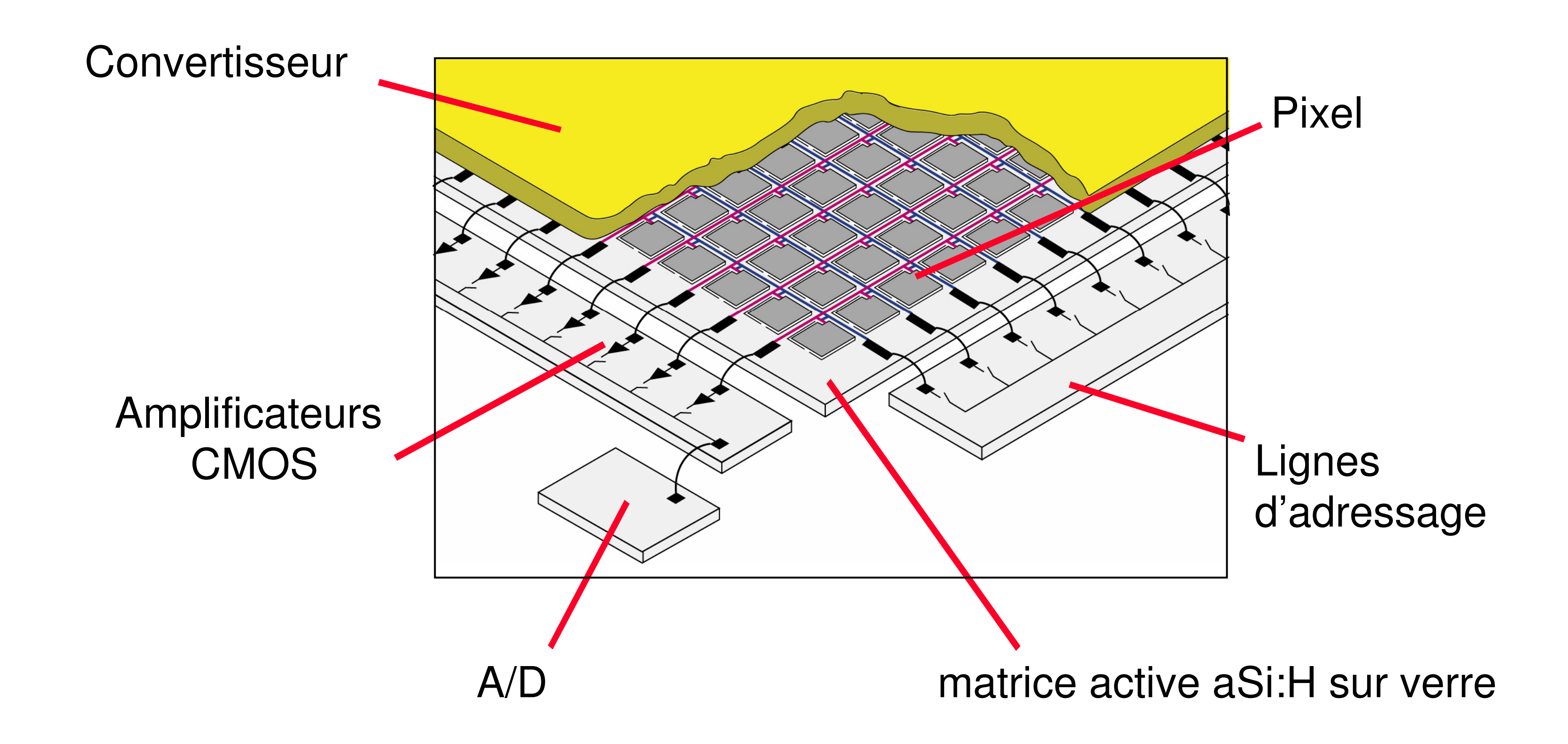
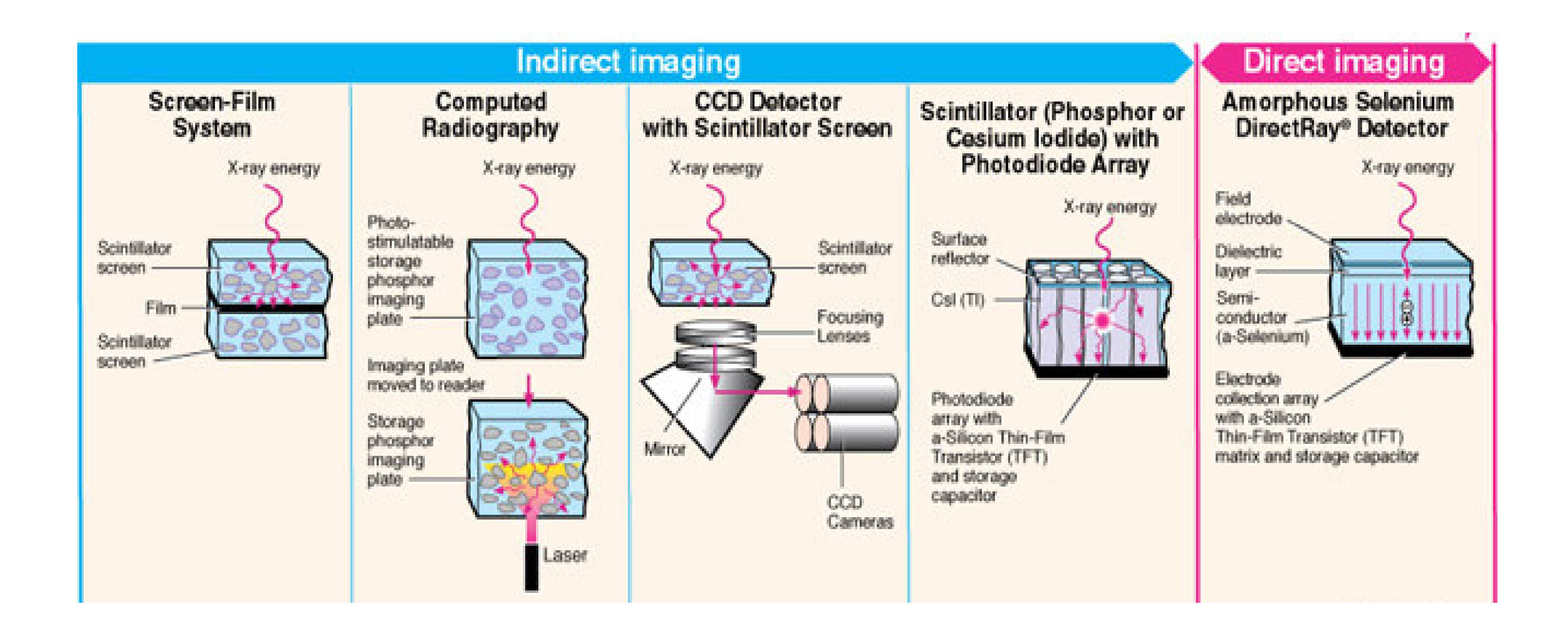


schéma de principe d'un FXD

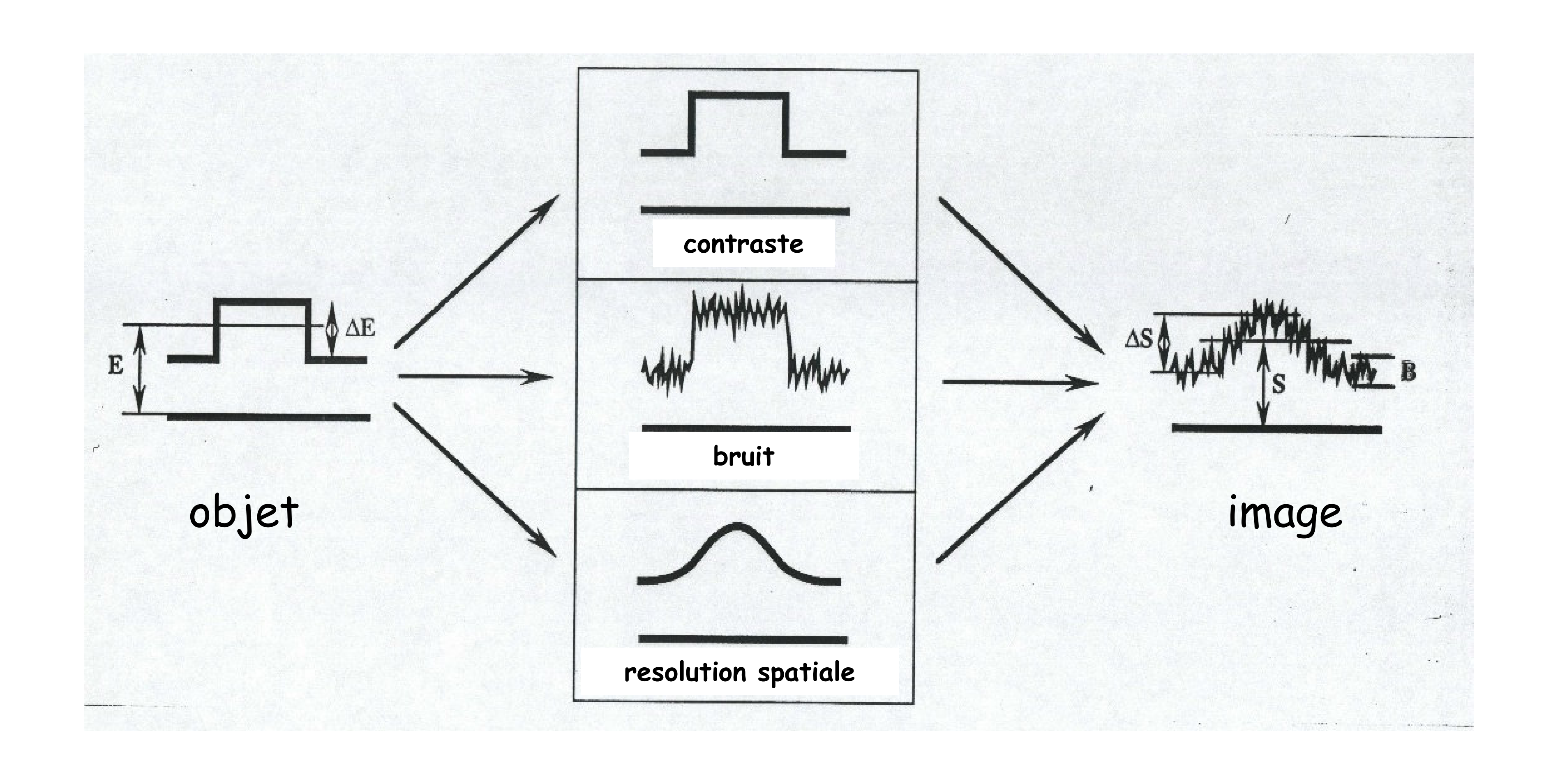


différents types de détecteurs



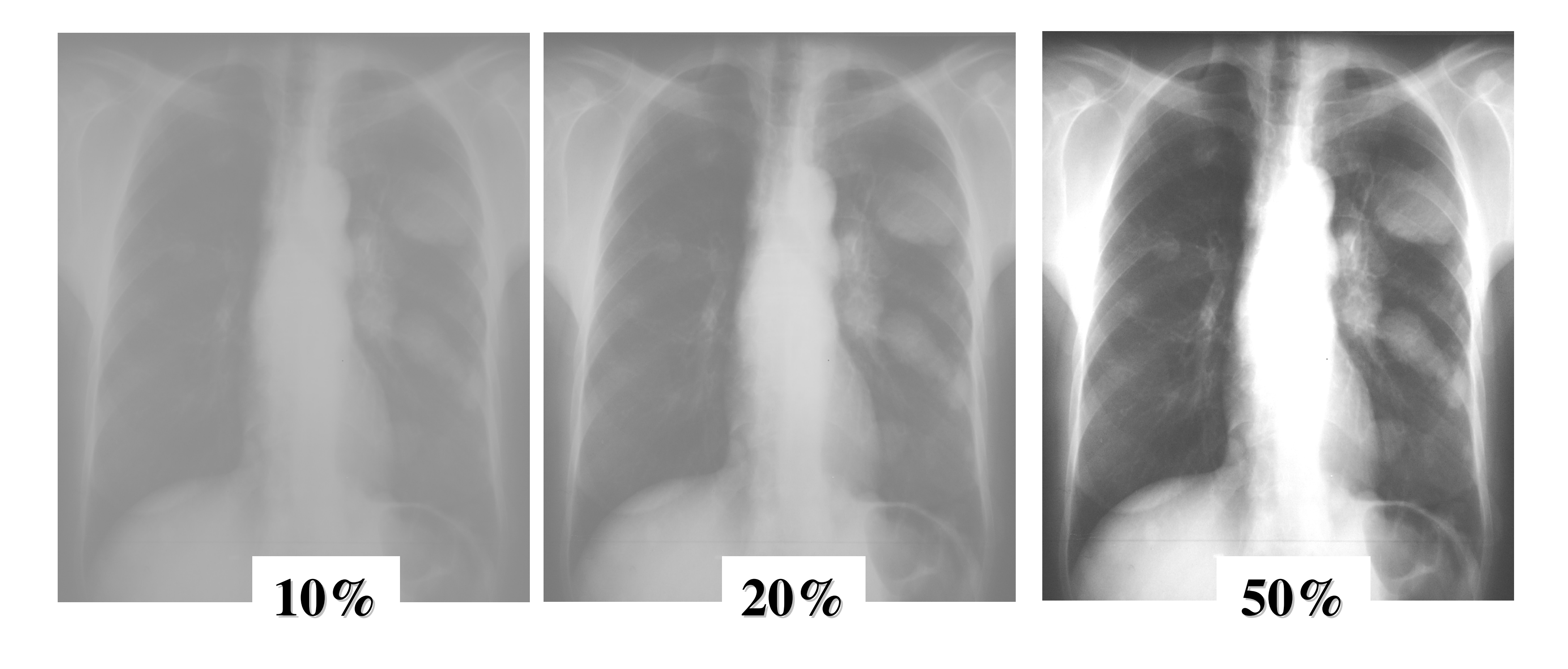
Source : documentation Hologic

Les 3 critères de qualité image



Le Contraste

- **Définition :** $$C = \frac{I_1 - I_2}{I_1 + I_2}$$
- **dépend directement de** $I = I_o \, . \, e^{-\mu x}$



Les modificateurs de contraste

- **Adapter les réglages de V (*kV*) et de i .t (*mAs*)**
- **Diminuer le μ d’un milieu**
- **Renforcer le μ d’un milieu**

Adaptation des réglages

	Examen	d	Tension	Intensité	Temps de pose
a	Poumon face	1,8 m	135 kV	250 mA	20 ms
b	Poumon face *(enfant)*	1,5 m	80 kV	250 mA	16 ms
c	Gril costal	1 m	55 kV	520 mA	250 ms
d	Abdomen	1 m	70 kV	600 mA	200 ms

Les modificateurs de contraste

- **Adapter les réglages de V (*kV*) et de i .t (*mAs*)**
- **Diminuer le μ d'un milieu**
  - air (poumon – digestif) **remplace localement le tissu**
  - Clichés en inspiration-expiration, eau gazeuse…
- **Renforcer le μ d'un milieu**

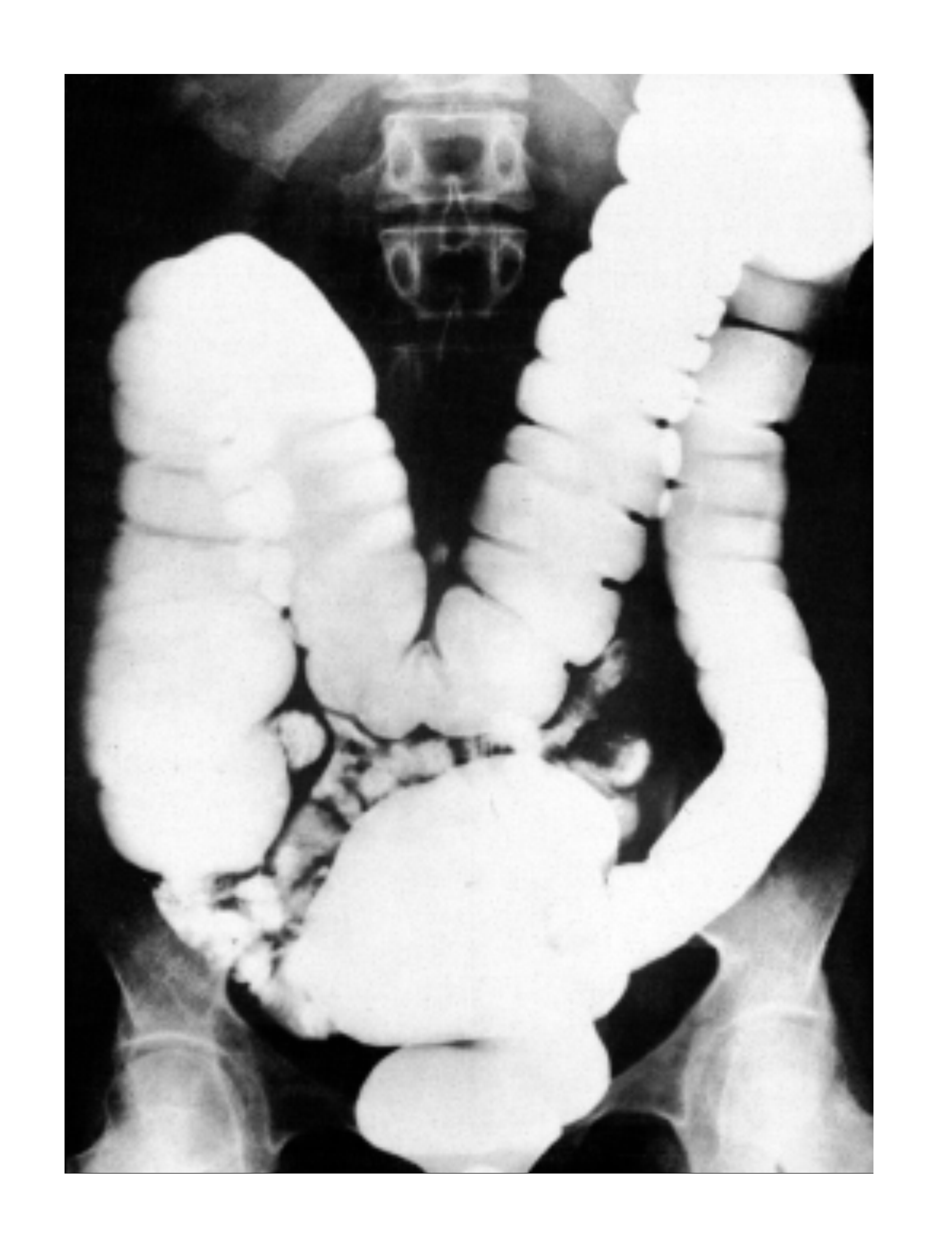
Les modificateurs de contraste

- **Adapter les réglages de V (*kV*) et de i .t (*mAs*)**
- **Diminuer le μ d’un milieu**
- **Renforcer le μ d’un milieu**
  - sels de baryum (tube digestif) **remplissent une cavité**
  - composés iodés (vaisseaux) **se diluent dans le sang**
  - repères métalliques (clips et prothèse) **implantés**

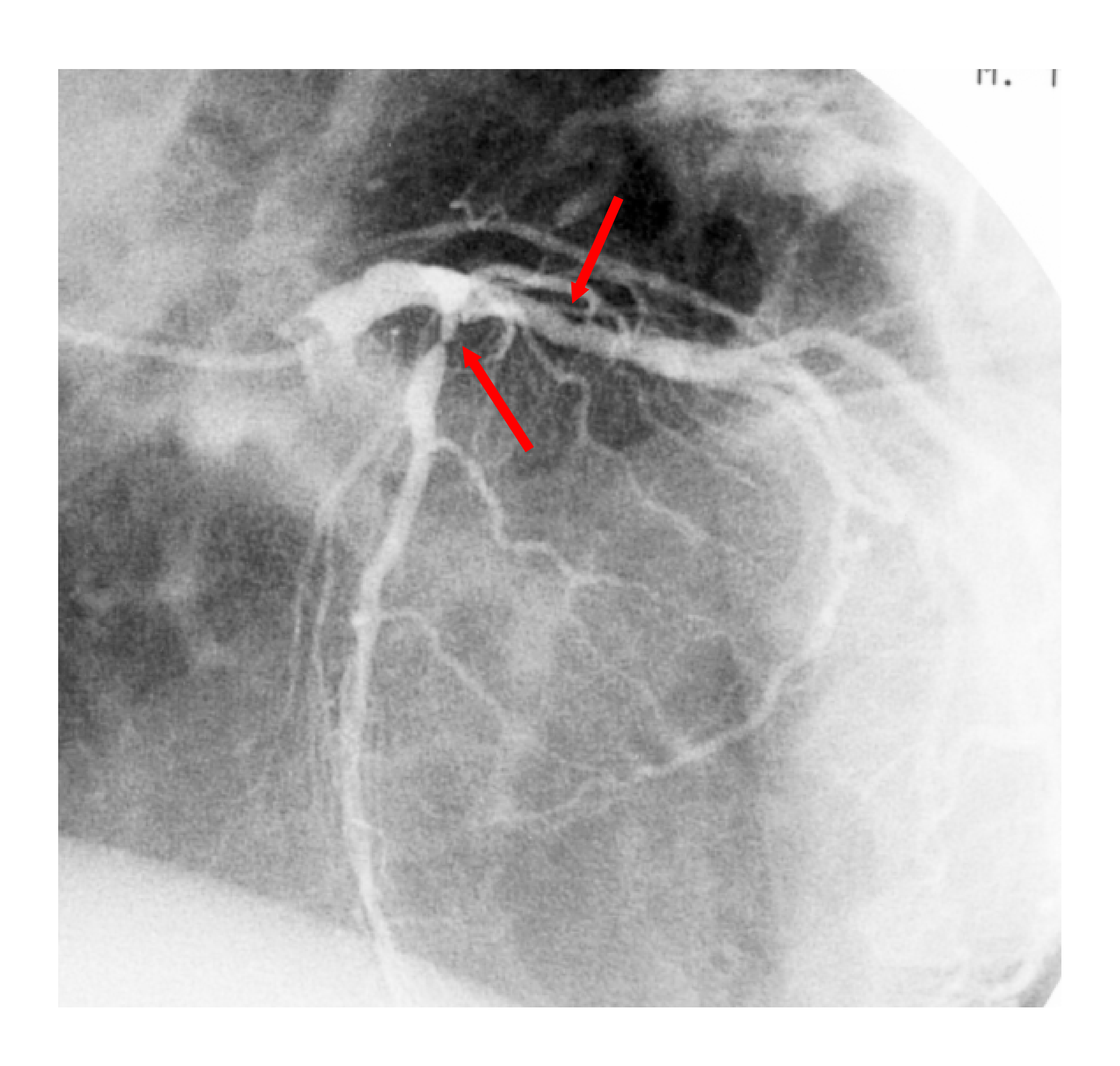
Les modificateurs de contraste

- **Adapter les réglages de V (*kV*) et de i .t (*mAs*)**
- **Diminuer le μ d'un milieu**
- **Renforcer le μ d'un milieu**
- **Combiner les deux types d'agents**
  - Exemple : sels de baryum puis air
- **Modifier le comportement de l'organisme**
  - diurétiques : urographie UIV
  - médicaments cardiovasculaires
  - aliments : pour vider la vésicule biliaire

Sels de baryum et air



Produit de contraste iodé



Contraste métallique

Applications de la radiologie

- **Document médico-légal :**

  L'image devient la «preuve»

  ⇨ Importance de l'archivage

- **Radiologie interventionnelle :**
  - cathétérisation
  - prise de pressions, prélèvements
  - biopsie guidée, exérèse
  - désobstrution, embolisation
  - pose de dispositifs endo-vasculaires (stent, ombrelle...)

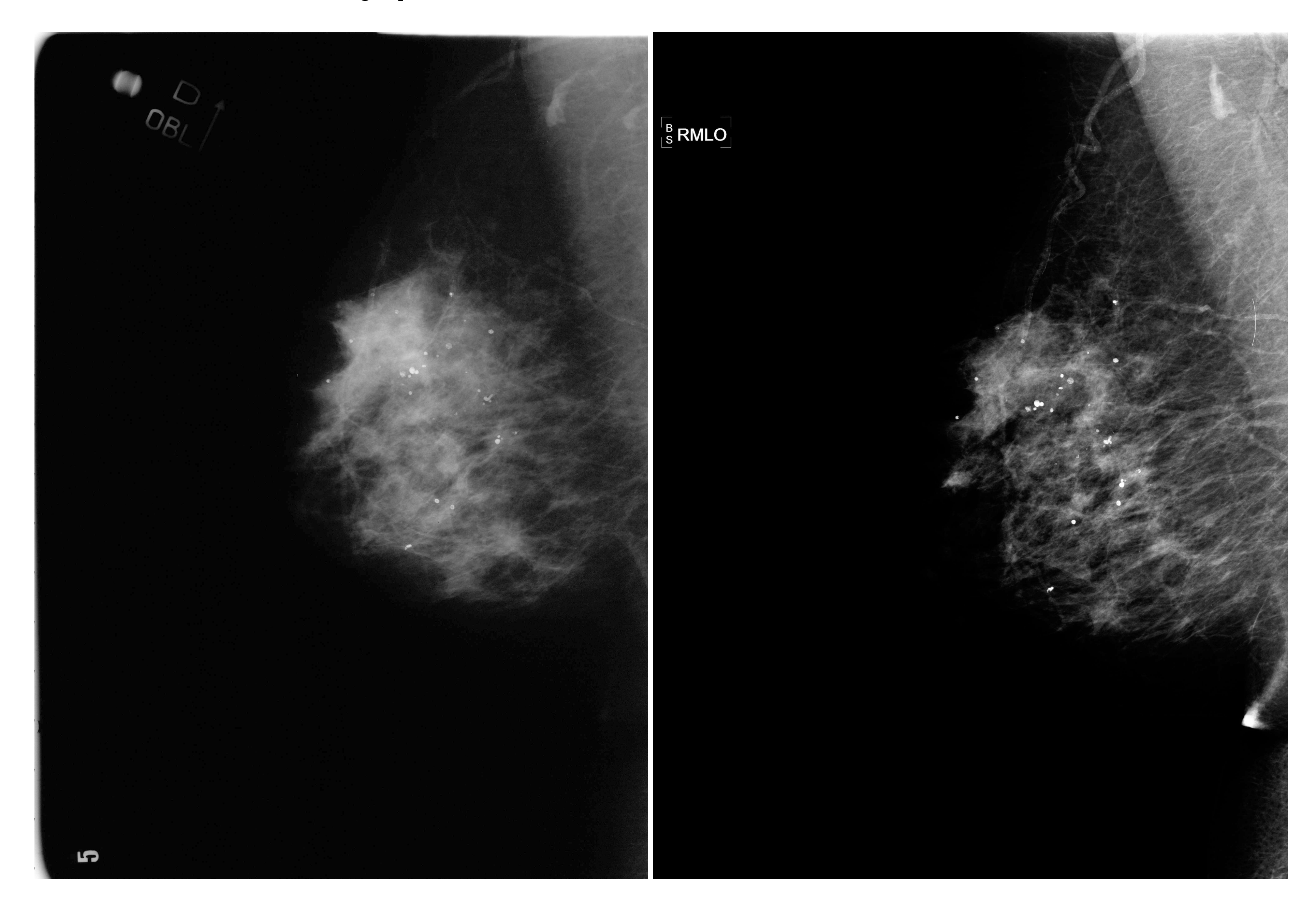
Petit historique

- Analogique
  - Radiographies standard *1900*
  - Changeur automatique de films *1940*
  - Radiocinéma *1960*
  - Amplificateur de luminance + TV *1970*
- Numérique
  - Amplificateur + TV + codeur AN *1980*
  - Numériseur de film radiologique *1995*
  - Capteur numérique *1995*

Les enjeux du numérique

- Médicaux
  - Standardisation du dossier imagerie
  - Distribution simultanée du dossier patient (PACS)
  - Réduction des clichés « ratés »
  - Dosimétrie plus faible
- Techniques
  - Soustraction d'images / contraste
  - Transmission à distance
  - Amélioration de l'archivage (rapidité – sécurité)
  - Réduction du « coût » des archives

analogique **numérique**



Angio. numérique après soustraction du masque

Tumeur de la fesse

Situation actuelle : radiologie

- Le scanner X est numérisé
- Toute la radiologie n’est pas du scanner :
  - les clichés plans : poumons, ostéo-articulaire
  - les clichés à haute résolution: mammographie…
  - certains examens spécialisés :
    - examens vasculaires
    - examens digestifs
    - …

avec nos sincères
remerciements pour son aide
précieuse dans la réalisation de
ce document à notre ami
le Pr Jean Yves Devaux
(St Antoine)

année 2008-2009